

Aus der Orthopädischen Klinik der Klinikum Bayreuth GmbH
Ärztl. Direktor: Prof. Dr.med. G. A. Fuchs

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg, Standort Marburg

Erste klinische und radiologische Erfahrungen mit einer neuen Schenkelhalsprothese vom Typ „NANOS“

Inaugural-Dissertation zur Erlangung des medizinischen Doktorgrades der gesamten
Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von
Lukasz Szczerba aus Krakau
Marburg, 2009

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am **23.04.09**
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Prof. Dr. Matthias Rothmund

Referent: Prof. Dr. G. Fuchs

1. Koreferent: Prof. Dr. Marga B. Rominger

1. EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	6
2. HISTORISCHER ÜBERBLICK	11
3. KOMPLIKATIONEN	15
4. ANWENDUNG VON COMPUTERSYSTEMEN IN DER ORTHOPÄDIE	16
5. VERANKERUNGSTECHNIK	17
6. GEOMETRIE UND DESIGN	20
7. WERKSTOFFE	22
8. MODULARITÄT – KONUSVERBINDUNGEN	24
8.1. Konusverbindung	24
8.2. Design und Halslänge der Kugelköpfe	25
9. FUNKTIONELLE ANATOMIE DES HÜFTGELENKES	26
10. BIOMECHANIK DES HÜFTGELENKES	30
11. MATERIAL UND METHODEN	39
11.1. NANOS – Entwicklung (Konzept)	39
11.1.1. Indikationen und Kontraindikationen	43
11.2. Pfannensystem	43
11.3. Operationsmethode	44
11.3.1. Präoperative Planung	44
11.3.2. Instrumentarium	45
11.3.3. Operationstechnik	46
11.4. Nachbehandlung	50
11.5. Patientenkollektiv (n=40)	50
11.5.1. Patientenkollektiv im Arbeitskreis (n=175)	52
11.5.2. Kontrollzeitpunkte (n=40)	53
11.5.3. Seitenverteilung	54
11.6. Prothesengrößen und Material	54
11.6.1. Keramikkopfgrößen	54
11.6.2. Schaftgrößen	56
11.6.3. Pfannengrößen	57
11.7. Prä- und postoperative Prophylaxe und Behandlungskriterien	58
11.8. Präoperative Diagnosen	59
11.9. Nachuntersuchungsschema	60
11.9.1. Radiologische Auswertung	64
11.9.2. Äquidensitometrische Auswertung	64

11.9.3. Beurteilung der periprothetischen Knochenveränderungen	66
12. ERGEBNISSE	68
12.1. Score-Bewertung	68
12.1.1. Harris-Score	68
12.1.1.1. Schmerz	68
12.1.1.2. Funktion	72
12.1.1.3. Aktivität	74
12.1.1.4. Deformität	76
12.1.1.5. Bewegungsausmaß	76
12.1.1.6. Gesamtauswertung Harris-Hip-Score (n=40)	77
12.1.2. Score nach Merle d'Aubigné und Postel	82
12.1.2.1. Schmerz	82
12.1.2.2. Bewegungsausmaß	85
12.1.2.3. Gehfähigkeit	88
12.1.2.4. Gesamtauswertung Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score (n=40)	91
12.2 Radiologische Auswertung	94
12.2.1 Acetabulum	95
12.2.2 Femur	95
12.2.2.1. Veränderungen am proximalen Femur	95
12.2.2.2. Resorptionszonen, Migrationzeichen	95
12.2.2.3. Position des Implantates	96
12.3 Heterotope Ossifikationen	96
12.4 Äquidensitometrische Auswertung	97
12.5 Komplikationen	100
12.6 Subjektive Zufriedenheit	103
13 DISKUSSION	104
13.1 Scores allgemein	107
13.1.1. Hüft-Scores	108
13.1.2. Harris-Hip-Score	108
13.1.3. Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score	110
13.2 Röntgenscores	110
13.2.1. Radiologische Auswertung	111
13.2.2. CCD-Winkel	112
13.2.3. Offset	112

13.2.4.	Äquidensitometrische Auswertung	113
13.3	Komplikationen	114
13.4	Patientenkollektiv (n=40)	115
14.	ZUSAMMENFASSUNG	116
15.	SUMMARY	118
16.	ANHANG	121
17.	STATISTISCHE AUSWERTUNG	122
18.	LITERATURVERZEICHNIS	124

1. Einleitung und Problemstellung

Das Hüftgelenk ist nach dem Knie- und Schultergelenk das am dritthäufigsten von einer Arthrose befallene Gelenk. Die Coxarthrose ist eine vielfach auftretende Erkrankung des erwachsenen Menschen mit großer sozialmedizinischer und volkswirtschaftlicher Bedeutung. Betroffen sind ca. 80 Prozent der Bevölkerung nach dem 60. Lebensjahr, Frauen etwas häufiger als Männer (89, 227).

Die Prävalenzrate der Coxarthrose beträgt bis zu 25 Prozent in Abhängigkeit von der untersuchten Population. In Ländern mit kaukasischer Bevölkerung (Europa und Nordamerika) ist ein deutlich häufigerer Befall zu beobachten als unter Schwarzafrikanern und Asiaten (131, 227).

Unter Coxarthrose sind alle degenerativen Erkrankungen des Hüftgelenkes zu verstehen, die zu einer progressiven Zerstörung des Gelenkknorpels unter Mitbeteiligung der Gelenkstrukturen wie Knochen, synovialer und fibröser Gelenkkapsel sowie periartikulärer Muskulatur führen (55).

Die genetische Komponente der Ätiologie wird auch durch den häufigeren gleichzeitigen Befall von Geschwisterpaaren gestützt (142). Der andere wesentliche Faktor bei der Entwicklung der Coxarthrose ist das Vorliegen einer „präarthrotischen Deformität“, die über mechanische Faktoren zur Entwicklung der als sekundär klassifizierten Coxarthrose führt. In der Ulmer Osteoarthrostudie wird bei 41 Prozent von 420 Patienten mit fortgeschrittener Coxarthrose, die mit einer Hüfttotalendoprothese versorgt werden sollten, die Coxarthrose als sekundär klassifiziert. 25 Prozent der Coxarthrosen entwickeln sich aufgrund einer Dysplasie, 7 Prozent aufgrund eines Zustandes nach Epiphysiolysis capitis femoris (88). Die Angaben hinsichtlich des Vorliegens einer sekundären Coxarthrose reichen von 30 bis 70 Prozent. Eine tabellarische Übersicht zu den Studien findet sich bei Günther (89). Bei der Arthrose kommt es zu einer Verminderung der Chondrozyten und der Syntheseleistung der extrazellulären Matrix. Die Wasserbindungsfähigkeit des Knorpels nimmt ab und die Kollagenfibrillen demaskieren sich an der Oberfläche. Es treten Risse und Fissuren auf, schließlich ist der Knorpel ganz abgerieben, sodass der subchondrale Knochen sichtbar wird. Aus dem Markraum proliferiert Granulationsgewebe, welches Fasernknorpel bilden kann (93, 197). Bei der Coxarthrose treten belastungsabhängige Schmerzen, Anlauf- und

Bewegungsschmerzen auf: Diese Schmerzen können in der Leiste, der Glutealregion, dem Trochanter major und Traktusbereich oder im Bereich des Kreuzdarmbeingelenkes lokalisiert sein. Die Bewegungseinschränkung entwickelt sich im Sinne des Kapselmusters mit Einschränkungen bei der Innenrotation, der Abduktion und der Hüftextension (80). Später kommt es zu der als Schonhaltung bezeichneter Fehlhaltung in Flexion, Außenrotation und Adduktion des Beines im Hüftgelenk und der Fixierung der Fehlhaltung durch adaptive Verkürzung von Bändern und Muskeln (197).

Die Therapieziele in der Behandlung der Coxarthrose lauten Schmerzreduktion, Verbesserung der Hüftbeweglichkeit und damit auch der Lebensqualität. Für die Behandlung stehen diverse konservative, aber auch operative Möglichkeiten zur Verfügung.

Im Frühstadium wird konservativ behandelt, d.h. die Therapie versucht durch individuelle Beratung (Reduktion des Körpergewichtes, Änderung der Arbeitsbedingungen und des Verhaltens im Alltag, evtl. Ausüben bestimmter Sportarten usw.) das Fortschreiten der Arthrose günstig zu beeinflussen. Die Physiotherapie beinhaltet Muskelkräftigungs- und Dehnungsübungen sowie Elektro-, Thermo-, Hydro- und Balneotherapie. Mit Hilfe von Analgetika und Antiphlogistica wie NSAID (non-steroidal anti-inflammatory drug), Steroide (nur lokal) oder SYSADOA (Symptomatic Slow Acting Drugs in Osteo-Arthritis) versucht man eine weitgehende Beschwerdefreiheit zu erreichen. Die Orthopädietechnik versucht durch Pufferabsätze, Unterarm-Gehhilfen oder Arthrodesekissen die erkrankten Gelenke zu entlasten. Häufig ist eine Kombination der einzelnen Therapiekomponenten erforderlich.

Als Operationsmöglichkeiten kommen vor dem eigentlichen Gelenkersatz gelenkerhaltende Operationen infrage. Dabei handelt es sich um

Umstellungsosteotomien (Achskorrektur-Operationen), meist als Folge angeborener Gelenkdysplasien und auch als posttraumatische Folgen. Speziell bei der Hüfte liegt in unserem Krankengut für die Diagnose "Coxarthrose" in 12 bis 15 Prozent der Fälle eine angeborene Hüftgelenksdysplasie vor. Operationstherapeutisch kommen hier gehäuft intertrochantere valgisierende oder varisierende Pauwels I- oder II-Operationen, evtl. in Kombination mit Drehosteotomien (also dreidimensional), zur Anwendung.

Osteotomien dienen der Korrektur von Fehlstellungen, um die mechanische Belastung des Hüftgelenkes zu optimieren und damit dem Entstehen bzw. Fortschreiten der

Arthrose entgegenzuwirken (20). Dadurch werden meist eine langanhaltende Schmerzreduktion und eine Funktionsverbesserung der Hüfte erreicht. Mit zunehmendem Lebensalter und fortschreitendem Arthrostadium sinken jedoch die Erfolgchancen der Korrekturosteotomie (21).

Im Endstadium der Coxarthrose kommt i.d. Regel der künstliche Hüftgelenkseratz als therapeutisches Mittel der Wahl in Betracht. Dieser wird in vielen Kliniken heute als Routineeingriff durchgeführt. Nach dem Eingriff verbleiben die Patienten etwa zwei Wochen auf der operativen Station, danach schließt sich meist eine dreiwöchige Rehabilitationsbehandlung an, aus der sie in ihre häusliche Umgebung entlassen werden.

Die mit diesem operativen Eingriff verbundenen Probleme sind jedoch längst nicht immer beseitigt. Besonders die aseptische Prothesenlockerung macht in ca. 15 Prozent der Fälle nach 10 bis 15 Jahren eine erneute sog. Revisionsoperation erforderlich (151).

Die Anzahl der primären Hüfttotalendoprothesenoperationen beträgt weltweit jährlich ca. 1 Million, davon in der Bundesrepublik mehr als 184000 an 1900 Kliniken (210).

Die Entscheidung zur Implantation einer Hüftendoprothese ist vom Ausmaß der Beeinträchtigung (Daily life activity), dem Untersuchungs- und Röntgenbefund, dem Lebensalter und der Lebenssituation des Patienten abhängig (135, 183, 197).

Grundsätzlich ist der endoprothetische Hüftgelenkseratz ein relativ kostengünstiges Verfahren zur Therapie der Coxarthrose. Der eingesetzte Prothesentyp und der Verankerungsmodus sind von der Knochenqualität, der Patientenaktivität, vom Alter des Patienten, der Funktion der Kniegelenke und des contralateralen Hüftgelenkes abhängig (135).

Eine Verbesserung der präoperativen Planung durch eine dreidimensionale Planung an computertomographischen Schnittbildern des Beckens und des Femurs ist technisch möglich. Ebenso kann durch Navigationshilfen bei der Operation eine Unterstützung der Umsetzung der dreidimensionalen Planung erfolgen (s.u.).

Statistisch gesehen sind nach 10 Jahren noch 96 Prozent aller Hüftendoprothesen intakt (149, 150). Die Möglichkeit einer Früherkennungsdiagnostik der aseptischen Prothesenlockerung existiert bis heute nicht. Entsprechend gibt es auch keine Therapieansätze, um die Implantatlockerungen im Frühstadium zu behandeln. Vor und bei Revisionsoperationen stellt sich oftmals die Problematik der Modellerkennung und

der verankerungsspezifischen Besonderheiten einer Prothese. Bis dato existiert keine gesicherte Studie, in der primär belegt wurde, wie oft das Problem der Erkennung von „Altprothesen“ auftritt. Bei dieser Fragestellung konnte bisher lediglich auf den Endoprothesen-Atlas „Hüfte“ (Bläsius 1995) zurückgegriffen werden. Dieser Atlas ist jedoch nicht vollständig, auch sind die Zugriffssysteme mangelhaft. Aufgrund der oft schwierigen Revisionsoperationen ist es aber außerordentlich wichtig, den Zeitpunkt der Primärimplantation, den Prothesentyp und den jeweiligen Verankerungsmodus so exakt wie möglich festzustellen.

Besonders die Versorgung von Patienten unter 50 Jahren ist problematisch, die sekundär aufgrund einer Femurkopfnekrose, einer Hüftdysplasie oder anderer Erkrankungen einen Hüftgelenkersatz benötigen (242). Denn trotz einer veranschlagten Prothesenhaltbarkeit von 15 Jahren (und mehr) muss bei diesen Patienten aufgrund der meist höheren Aktivität und der frühen Primärimplantation mit einem Schaft- bzw. Prothesenwechsel gerechnet werden (210). Nach 20 Jahren beginnt die Funktionskurve der noch fest im Knochen fixierten Hüftprothesen ohnehin relativ rasch zu sinken. Daher wird seit Längerem nach neuen Prothesendesigns und -materialien gesucht, um einerseits die Haltbarkeit zu verlängern und andererseits verbesserte Revisionsmöglichkeiten zu erreichen.

Manche Legierungsbestandteile der verwendeten Metalle werden für die Entstehung von Gewebeunverträglichkeiten verantwortlich gemacht (36, 37). Der Einsatz neuer Biomaterialien hat bislang nicht zur Garantie einer lebenslangen Prothesenfixation im Knochen geführt. Künstliche Hüftgelenke unterliegen, wie viele mechanische Gelenke, einem nicht unerheblichen Materialverschleiß (85).

Neue Biomaterialien wie Titan (Ti), Keramik (CE) etc. haben zwar erhebliche Verbesserungen der Haltbarkeit der Langzeitstabilität und der tribologischen Eigenschaften von Gelenkprothesen gebracht, aber eine lebenslange Standzeit einer Gelenkendoprothese kann trotzdem nicht erwartet werden.

Mittlerweile sind 5 bis 15 Prozent aller Hüftprothesen-Patienten jünger als 55 Jahre (89, 180, 181). Für diese Patienten wurden Prothesen entwickelt, bei denen weniger Knochensubstanz entfernt werden muss. Diese Implantate benötigen eine gute Knochenqualität, die bei diesem jungen Patientenkollektiv aber meistens gegeben ist. Bei einer späteren Revisionsoperation kann gegebenenfalls auf eine Standard-Totalendoprothese ausgewichen werden.

Nach Munting (176) sollte eine “ideale“ Prothese folgende Voraussetzungen erfüllen:

- Erhalt von Knochengewebe,
- Elastizität und Vaskularisation des proximalen Femurs und Acetabulums,
- Implantatstabilität bei Vollbelastung ohne Migration,
- stabile mechanische Verankerung,
- Belastbarkeit ähnlich einer normalen Hüfte,
- maximale Haltbarkeit,
- optimale Tribologie (Verschleiß, Abrieb),
- gute Revisionsbedingungen ohne zusätzlichen Knochenverlust.

Von wenigen Ausnahmen abgesehen wird im Rahmen der Hüftendoprothetik sowohl die Femur- als auch die Acetabulumkomponente ersetzt. Beide Komponenten können mit Hilfe von Knochenzement z.B. Polymethylmethacrylat (PMMA) im Knochen verankert werden. Diese Prothesen bestehen in der Regel aus Stahllegierungen. Unzementierte Implantate bestehen meist aus einer Titanlegierung und besitzen spezielle Oberflächenstrukturen sowie bioaktive bzw. bioconduktive Oberflächenbeschichtungen der Hauptverankerungszonen, die die Osteointegration fördern. Die früher eher langen und massiven Prothesendesigns werden immer mehr zugunsten kleinerer Formen und kürzerer Schäfte ersetzt. Mit der Weiterentwicklung der historischen Wagner'schen Kopfkappenprothesen, z.B. durch McMinn in Form von Metall-Metall-Paarungen von Köpfen und Pfannen, ist auch eine Renaissance dieser Kappenprothesen eingetreten (161, 162, 172).

Daneben werden mittlerweile zunehmend auch Schenkelhalsprothesen und Kurzschaftprothesen wie z.B. die Druckscheibenprothese nach Huggler/Weber (34, 72), die Mayo-Prothese (130, 185), die ESKA-Cut-Prothese (68), die Zugankerprothese (108, 109, 122), die CFP-Prothese (=Collum-Femoris-Preserving-Prothese; 74) als Modifikation der Kurzschaftprothese nach Pipino (1978; 196) und die sog. METHA-SH-Prothese (98) sowie –als Gegenstand der vorliegenden Arbeit – die NANOS-SH-Prothese eingesetzt. Diese setzen eine gute Knochenqualität und weitgehend normale anatomische Verhältnisse voraus.

Nicht immer befriedigende Ergebnisse einiger der genannten Neuentwicklungen haben

uns veranlasst, eigene Vorstellungen in Zusammenarbeit mit Industriefirmen in einem Arbeitskreis von Fachkollegen zur Entwicklung einer neuen Schenkelhals-Kurzschafthprothese nach optimierten biomechanischen Gesichtspunkten einzubringen. Die wichtigsten biomechanischen Voraussetzungen waren:

1. Calcarauflage bzw. mediale Kortikalis
2. Abstützung des distalen Prothesendrittels an der lateralen Kortikalis
3. Weitgehender Formschluss am metaphysären Übergang zur Diaphyse (Sicherung der primären Stabilität)
4. Bioaktive Beschichtung (Galvanisch aufgezogene Hydroxi-Apatit-Kristalle).

2. Historischer Überblick

Bereits **1883** sind Vorstadien zu einer hüftprothetischen Behandlung als Versuch anzusehen, durch Zwischenlegen natürlicher Abstandhalter wie Schweineblasen, Haut- und Fettgewebe einen direkten Kontakt zwischen den inkongruenten Gelenkflächen zu verhindern (28, 186).

1890 konstruierte Prof. **GLUCK** ein zweiteiliges Gelenk aus **Elfenbein**, das mit vernickelten Metallschrauben am Knochen fixiert werden konnte. Erstmals wurde damit eine Kniegelenksprothese eingesetzt, danach auch eine Hüftprothese (82, 83, 84).

1895 kombinierte **Robert JONES** die Methode der Interposition mit der Resektion, indem er den Hüftkopf entfernte und den Halsstumpf nach dessen Modellierung mit einer Goldfolie bedeckte und in die Gelenkpfanne einstellte (215).

1923 erfolgte ein großer Umschwung durch **SMITH-PETERSEN** aus Boston, der mittels Viscaloid seine erste Interposition versuchte, um auf Umwegen über Plexiglas und Bakelit 15 Jahre später zum Vitallium zu gelangen (220, 221).

1938 wurde in London die erste eigentliche Ersatzplastik durch **WILES** vorgenommen. Dieser verwendete rostfreien Stahl, die Verankerung erfolgte mittels Schrauben und Stifte (242).

1946 entwickelten die Brüder **JUDET** die Plexiglas-Hüftendoprothesen. Die Fixierung der Prothese erfolgte im Femur mittels eines Stiels. Dieser Mechanismus stellte zwar eine wesentliche Verbesserung dar, genügte jedoch nicht für eine ausreichende Befestigung in Anbetracht der im Hüftgelenk übertragenen Kräfte. Darüber hinaus

erwies sich der Werkstoff Plexiglas als ungeeignet für Hüftprothesen (116, 119).

1950 führte **MOORE** die Hüftprothese aus Metall ein, die eine deutliche Verbesserung brachte. Die Fixierung erfolgte über Knocheneinwachsen in die Schaftöffnung. Der Kopf wies einen großen Durchmesser auf, um den Flächendruck im Pfannendach gering zu halten (173, 174).

1956 fand mit der Entwicklung der **McKEE–FARRAR**-Total- Hüftprothese erneut ein Durchbruch statt. Eine aus Metall geformte Pfannenschale diente als Gegenlager, der Hüftschaft bestand ebenfalls aus Metall. Damit war das Prinzip der Total-Endoprothese gegeben (158, 159, 160).

1959 begann **Sir CHARNLEY** Hüftschaften mittels eines Knochenzementes zu fixieren. Mit den von ihm eingesetzten Kunststoff-Pfannen (Teflon-Polytetrafluoräthylen) gelang ihm der wahre Durchbruch der Hüftarthroplastik und er verdrängte zusehends die Metall-Metall-Prothesen (38, 39).

Im Rahmen der von ihm so bezeichneten „low friction arthroplasty of the hip“ (40, 247) ersetzte **Sir CHARNLEY 1963** das Teflon durch das hochverdichtete Polyethylen (UHMWPE, HDPE), welches einen wesentlich geringeren „Cold-Flow“-Effekt besitzt als Teflon und bis heute u.a. als Pfannenwerkstoff verwendet wird (244).

1965 entwickelte **M. MÜLLER** in der Schweiz seine Stelzholzprothese aus Metall (179, 180, 181) **SIWASH** (75, 217) formte **1967** eine Prothese, in der erstmals der Werkstoff Titan für den Schaft verwendet wurde.

1968 wurde von **RING** die Totalprothese ohne zementierte Verankerung eingeführt, sie stellt den Vorläufer zur zementfreien Verankerung von Prothesen dar (200, 201).

1969 wurde in der Schweiz von **B.G.WEBER**, dem einstigen Oberarzt von M.MÜLLER, die sogenannte Rotationsprothese entwickelt. Diese Schäfte und Pfannen wiesen bereits verschiedene Größen und eine reproduzierbare OP-Technik auf. Schaft und Pfanne wurden noch traditionell mit Knochenzement verankert (240).

1970/71 verwendete **BOUTIN** erstmals zementierte und zementfreie Hüftprothesen mit Keramik-Keramik-Gleitpaarung aus Aluminiumoxid (22).

1972 erkannte der österreichische Metallurg Prof. Dr. **M.SEMLITSCH**, gebürtiger Grazer und Schüler der Montan-Universität Leoben, die **biokompatiblen Eigenschaften von Titan**. Als leitender Metallurg eines schweizerischen Metallunternehmens begann er mit weiteren Entwicklungen für den orthopädischen Einsatz von zementfrei verankerten Prothesen (214).

Die Oberflächenvergrößerung des Prothesenschaftes wurde von **LORD** (140) **1973** als das Prinzip der darzustellenden Zementproblematik mit der zementfreien verankerten Madrepore-Prothese (Madrepore=Steinkoralle) weiterverfolgt.

In Deutschland führte **1974** Professor **H. MITTELMEIER** in der Klinik Homburg/Saar die erste Implantation einer keramischen BIOLOX[®]-Gleitpaarung erfolgreich durch (166).

1976 entwickelte **A.HUGGLER**, ebenfalls in der Schweiz als Chefarzt des KH Chur, gemeinsam mit JAKOB eine neue schaftlose Endoprothese, die sogenannte Druckscheibenprothese (104).

1979 wird erstmals eine **zementfreie Hüfttotalendoprothese** in Wien bei einem Patienten implantiert. Der Schaft ist aus einer Titanlegierung geschmiedet, es gibt mehrere Größen. Diese Hüftendoprothese nach **K.ZWEYMÜLLER** wurde in den Folgejahren jeweils nach den neuesten Erkenntnissen und Erfahrungen weiterentwickelt (44).

Wegen der Vielfalt der einzelnen Entwicklungen seien im Folgenden nur die wichtigsten in chronologischer Reihenfolge stichwortartig aufgeführt:

1980

Zweymüller, Titan-Prothesenschaft mit distaler Pressfit-Verankerung, großes Schaftsortiment, konische PE-Schraubpfanne

1981

Parhofer-Mönch, erste komplette modulare Titan-Prothese, makrostrukturierter Schaft, konische Schraubpfanne (43)

1983

Spotorno, proximale Schaftverankerung, elastische Spreizpfanne (175)

Schütt-Grundeis, anatomischer Prothesenschaft, metall-spongiöse Oberfläche, Pfanne mit Ankerfixierung

1980-1985

zementfreie AML (Anatomic Medullary Locking) Porocoat Prothesen, PCA-TDI (Polycrystalline alumina)-(Composit)-coating, Harris Fibermesh
Prothesenentwicklung Omnifit HAP (Hydroxyapatite) coating

1980-1990

zementfreie Modelle PM-Pfanne, Mc-Ring, Weill-Ring, Zweymüller Schraubring, München Schraubpfannen, Hofer-Pfanne, zementfreie Modelle AML (Anatomic Medullary Locking), PCA (Polycrystalline alumina), Harris, Morscher-Sulmesh, Plasmacup-Plasmapore Pressfit-Pfanne

1985-1990

zementfreie Modelle Aldinger, CAD, Zweymüller SL (CAD ist das Computerprogramm, das für die optimale Planung der Implantation verwendet wird. Anhand der CT-Bilder werden nach entsprechender Aufarbeitung die Prothesen gefräst und danach zementfrei implantiert), zementfreie Morscher-, Gersthof-, Endler-PE-Pfannen

1987

Bicontact, zementiertes und zementfreies Prothesensystem

1990- 1995

zementierte Modelle MS-30, Trios, Centrament

Im Jahre **2003** wurde durch die Firma CeramTec „**BIOLOX[®] delta**“ in den Markt eingeführt. Dieser Aluminiumoxid-Matrix-Verbundwerkstoff eröffnet mit seinen überlegenen mechanischen Eigenschaften den Produktdesignern die Möglichkeit, bisher nicht realisierbare hochanspruchsvolle keramische Applikationen in der Orthopädie zu konstruieren wie beispielsweise komplizierte Geometrien und dünnwandige Bauteile.

Zusammenfassend darf festgestellt werden, dass in der Weiterentwicklung der Endoprothetik in den letzten 50 Jahren große Fortschritte erzielt wurden. Die Tatsache, dass im deutschsprachigen Raum derzeit ca. 300 verschiedene Hüftprothesensysteme existieren, lässt die Vermutung zu, dass unter Berücksichtigung biomechanischer und wirtschaftlicher Überlegungen die ideale Prothese immer noch nicht gefunden ist (214).

3. Komplikationen

1973 erstellten Bauer und Jopp eine Liste mit den statistisch am meisten auftretenden operationstypischen Komplikationen in Zusammenhang mit hüfttotalendoprothetischen Operationen (12):

- Via-Falsa-Femurschaftprothese,
- Trochanterfrakturen,
- Femurinfraktionen (auch bei Metallentfernung),
- varische Position,
- Frühluxation,
- lokale Hämatome,
- Wundheilung per secundam,
- Lockerungen.

Im Jahre 1978 beschrieben Willert und Buchhorn erstmals auch die Nachteile des Knochenzements und nicht nur die Vorteile wie bisher geschehen (136, 245, 246, 247). Außerdem kann es bei der exothermischen Reaktion während der Polymerisation– in Abhängigkeit von Zementmenge, -dicke und Oberflächenausdehnung –durch die Hitzeentstehung zur Überschreitung des Eiweißkoagulationspunkts und somit zu begrenzter Nekrosebildung in der Grenzschicht zum Knochengewebe kommen. Dazu kommen noch die toxische Wirkung, vor allem die Abriebprodukte des PMMA (205, 245, 246, 247).

Als weiterer „Nachteil“ sind die mechanischen Eigenschaften des Zements als aushärtender Werkstoff zu sehen, da sie mitunter den Wechsel der Prothese erschweren

(244).

Die gleichen Autoren berichten später über ähnliche periimplantären Gewebsreaktionen bei zementfreien Prothesen. Hier konnten im Granulationsgewebe nach Explantation gelockerter (asept.) Prothesen ähnliche Fremdkörperreaktionen mit Phagozyten, Monozyten und Histiozyten sowie metallische Abriebpartikel in Fremdkörperriesenzellen nachgewiesen werden (205, 246, 247). Diese Ergebnisse und die Untersuchungen von Santavirta et al (205) lassen darauf schließen, dass auch zementfrei implantierte Titanschaftprothesen je nach Stabilität ein unterschiedliches Ausmaß von Oberflächenabrieb mit entsprechenden Fremdkörperreaktionen der Umgebung aufweisen können.

4. Anwendung von Computersystemen in der Orthopädie

Der OS Orthopedic Service entwickelte 1995 die dreidimensionale Methode zum Einsatz des künstlichen Hüftgelenkes nach Computerplanung. Dieses System – CASPAR genannt – ist geeignet, die bisherige Lücke zwischen den präoperativ gewonnenen Daten und der interoperativ möglichen Umsetzung zu schließen. CASPAR ermöglicht eine dreidimensionale Planung. Durch präoperative computertomographische Röntgenschnittuntersuchung ist eine dreidimensionale Darstellung gesamten Hüftgelenkes auf dem Computer während einer Operation für den Operateur ersichtlich. Die Strahlenbelastung ist bei dieser Methode für den Patienten jedoch hoch, weit größer als bei einer konventionellen Röntgenaufnahme in zwei Ebenen.

Henning (1999) postulierte, dass die computergestützte Operationsplanung sowie die roboterunterstützte Operationsführung eine standardisierte Implantatverankerung ermöglichen soll. In der Orthopädischen Klinik in Frankfurt am Main hat sich das Verfahren angeblich bewährt, der Nachweis besserer Langzeitergebnisse blieb aber bisher aus. Eine entscheidende Verbesserung der Langzeitergebnisse könnte die navigierte Prothesenimplantation erbringen. Dabei kann der Operateur nach einer vor der Operation durchgeführten Planung die Komponenten dreidimensional kontrolliert implantieren.

Im Unterschied zum Roboter handelt sich um ein passives System, bei dem der Operateur die Kontrolle über die Instrumente behält. Wie bei der Robotik müssen jedoch auch hier Verweilzeiten von 10 Jahren abgewartet werden, um die Bewährung dieser Methode letztlich beurteilen zu können.

5. Verankerungstechniken

In einer Arbeit von Gächter (1983) wurde an 80 autoptischen Präparaten festgestellt, dass bei über 70 Prozent dieser Präparate der Zementköcher als nicht optimal zu bezeichnen war, d.h. die Zementköcher waren mit Brüchen, Rissen und sonstigen Unzulänglichkeiten behaftet, woraus man seinerzeit den Schluss gezogen hat, dass die aseptische Spätlockerung mit der Zementverankerung in Zusammenhang zu bringen sei (81). Es setzte darauf hin eine Entwicklung zur zementfreien Verankerungstechnik ein, die insbesondere von Mittelmeier initiiert wurde, der bereits 1956 auf die Möglichkeit einer Oberflächenvergrößerung vom Implantaten zur besseren Verankerung von Hüftendoprothesenschäften hingewiesen hatte und 1975 einen ersten entsprechend strukturierten Schaft (vgl. Abb. 1) vorstellte, der allerdings in der ersten Version wieder verworfen wurde, um letztendlich eine endgültige Version (vgl. Abb. 2) zu bekommen, die eine verbesserte Verankerung ermöglichen sollte (165, 166).



Abb.1



Abb.2

In der Folge wurden sehr viele Schaftprothesenmodelle für eine zementfreie Verankerung neu entwickelt, wobei insbesondere zahlreiche Oberflächenmodifikationen auf den Markt kamen. Diese Oberflächenmodifikationen wurden teilweise nachträglich auf die Schäfte aufgebracht, es gab aber auch Oberflächenstrukturen, die mit dem Schaft selbst gegossen wurden, sodass hier die Gefahr einer Oberflächenveränderung und damit die Gefahr von Materialabplatzungen und Ermüdungsbrüchen verringert wurden. Dass die zementfreie Verankerung bessere Langzeitergebnisse ergibt als die Verankerung mit Knochenzement, ist nach heutigen Ergebnissen zwar zu erwarten, aber mangels statistischer und demografischer Voraussetzungen bisher noch nicht eindeutig geklärt (136). Wie aus einem Auszug aus der sogenannten „Schwedenstudie“ zu sehen ist, ist trotz der Einführung der zementfreien Fixationstechnik ein stetiger Zuwachs der zementierten Endoprothesen festzustellen. Während die zementfreien Implantationen im Zeitraum zwischen 1979 und 2000 zunächst bis zum Jahre 1992 zugenommen haben, ist dann bis 1997 ein Abfall zu verzeichnen, der allmählich wieder einem Anstieg bis zum Jahre 2000 weicht (149, 150). Auffallend ist auch der Anstieg der sog. Hybridimplantationen (vgl. Abb. 3), d.h. eine Komponente (meistens der Schaft) wird zementiert und die Pfanne zementfrei entweder eingeschraubt oder im Press-fit-Verfahren eingebracht, wobei allerdings ab 1993 bereits wieder ein gewisser rückläufiger Trend zu erkennen ist (73).

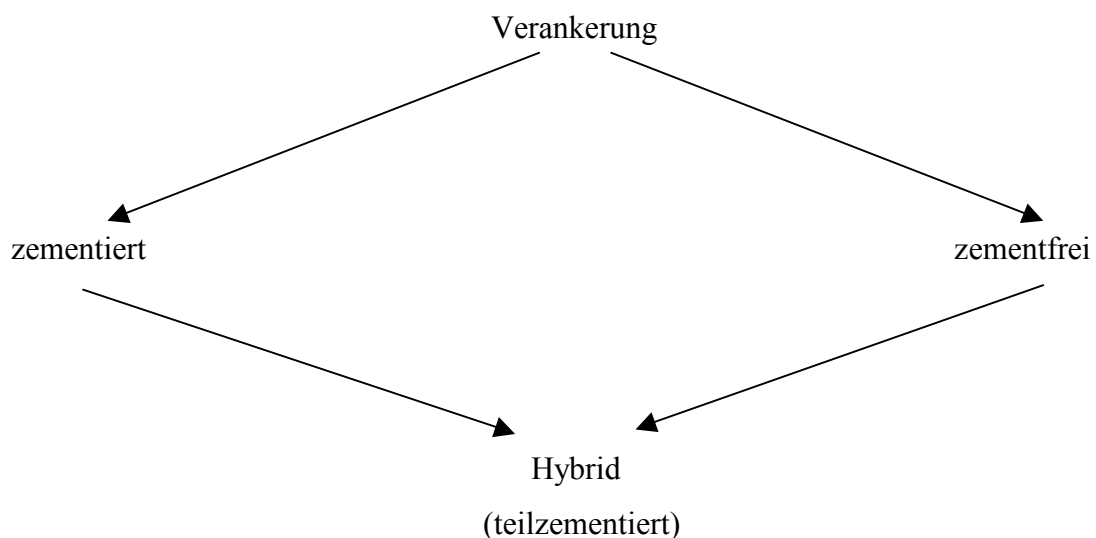


Abb.3: Verankerungsmöglichkeiten

Was die Fixation betrifft hat sich im Laufe der Prothesenentwicklungen ein weiterer Trend eingestellt. Zunächst wurde davon ausgegangen, dass die günstigste Verankerungssituation diejenige sei, bei der sich der Schaft im festen, kompakten Knochenrohr verankern kann. Die empirischen Erkenntnisse haben jedoch ergeben, dass diese Verankerungsart nicht optimal ist, sondern aus biomechanischer Sicht vielmehr eine Verankerung im proximalen, d.h. gelenknahen Anteil des Femurs anzustreben ist (51, 199). Diese sog. proximale Verankerungssituation spiegelt sich auch in zahlreichen Modellen wider, die im proximalen Bereich Oberflächen zeigen, die ein Anwachsen in diesem Bereich ermöglichen sollen (Beschichtungen, Aufrauungen, Strukturierungen) (231). Im distalen Bereich des Schaftes ist dann in vielen Fällen eine glatte Struktur zu finden, die das Anwachsen in diesem Bereich verhindern oder verzögern soll (75, 79). Damit war auch der Weg offen für Endoprothesentypen, die heute als sog. Kurzschaft- bzw. Schenkelhalsprothesen bezeichnet werden. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass die Verankerungssituation weit proximal angesiedelt ist, wobei die ersten Modelle dieser Art (Druckscheibenprothese, Cigar-Prothese) noch mit einer Verankerungsschraube versehen waren, die durch die trochanternahe Region ging (169). Diese trochanternahen Verschraubungen hatten jedoch immer wieder das Problem des sog. Laschenschmerzes (257) mit sich gebracht, weshalb neuere Versionen (u.a. ESKA-Cut- und Mayoprothese, C.F.P., Metha-Prothese und NANOS-Prothese) auf dieses Zugurtungsprinzip verzichtet haben und dennoch mit kurzen Schäften scheinbar eine ausreichend stabile Primärstabilität erreichen können.

Die Frage, ob die zementfreie Technik der Zementiertechnik vorzuziehen sei oder umgekehrt, wird heute in aller Regel von der Diagnose, dem Alter (Knochenqualität) und dem Gesundheitszustand des Patienten abhängig gemacht (136). Wird beispielsweise ein Patient unter 60 Jahren mit einer Endoprothese versorgt, so geht man davon aus, dass er bei der zu erwartenden Verweildauer der Prothese mit mindestens einer Revision konfrontiert wird, weshalb man in diesem Falle zu einer zementfreien Implantationstechnik neigt, die für eine Revisionsoperation günstigere Voraussetzungen bietet als die zementierte Version (175). Bei der Revision eines zementierten Prothesenschaftes ist es in aller Regel notwendig, den im Knochenrohr verbleibenden Zementköcher in irgendeiner Form zu entfernen. Dies kann mit speziellen Gerätschaften geschehen, macht aber mitunter größte Mühe, was natürlich bei einem zementfrei verankerten Schaft weniger der Fall ist. Das Hauptproblem ist aber die

Knochenzerstörung durch die Fremdkörperreaktion auf Zementprodukte. Es ist jedoch auch bekannt, dass fest eingewachsene zementfreie Prothesenschäfte ebenfalls größte Probleme bei Revisionen machen können (z.B. Eska, Spirono). Hier wiederum gibt es oftmals Probleme, weil die distalen Strukturen so fest an der Oberfläche haften (fibröse Haftung trotz Lockerung), dass ein „Herausschlagen“ in aller Regel nicht gelingt und man sich gezwungen sieht, entsprechende Fensterungen im Femurknochen vorzunehmen (17, 58).

Entsprechend den oben genannten Ausführungen kann demnach zurzeit keine klare Aussage darüber getroffen werden, wann, ob und in welcher Weise man zementieren sollte oder nicht, weil hierzu nicht nur die entsprechenden statistisch-klinischen Aussagen fehlen, sondern oft auch individuelle Faktoren berücksichtigt werden müssen. Die groß angelegte Schwedenstudie gibt hier nur bedingt Auskunft, denn in den skandinavischen Ländern hat sich die zementfreie Implantationstechnik grundsätzlich weniger durchsetzen können als im mitteleuropäischen Raum (150).

6. Geometrie und Design

Zweifelsohne kommt dem Design bzw. der Geometrie des Schaftes eine besondere Bedeutung zu, wobei hier einige, teils sich widersprechende Überlegungen einfließen. Einerseits sind sowohl die Hersteller als auch die Anwender insbesondere wegen der Lagerhaltung daran interessiert, mit möglichst wenig Konfektionsgrößen ein großes Patienten-Spektrum versorgen zu können, andererseits haben Untersuchungen ergeben, dass im Prinzip jedes Femur ein Unikat darstellt, das zwar prinzipiellen geometrischen Grundregeln folgt, im Einzelfall jedoch immer wieder von diesen Regeln abweicht, je nach Individuum und den entsprechenden funktionellen Reizen, denen dieser Knochen ausgesetzt ist. So wurde sehr lange und immer wieder neu diskutiert, ob man einen sog. anatomischen Schaft konzipieren sollte, der die natürlichen Krümmungen des oberen Femurdrittels berücksichtigt, oder ob man auch ohne Weiteres einen geraden Schaft einbringen kann, der auch ohne anatomische Anpassung eine knöcherne Verankerung zulässt.

Es ist auch immer wieder die Frage aufgetaucht, ob die Geometrie des Schaftes raumfüllend ausgestaltet werden sollte und ob hierzu möglicherweise computerunterstützte Methoden günstig sind. Nachdem die Untersuchungen von

Bergmann (15, 16) gezeigt haben, dass auf dem Hüftkopf insbesondere beim Treppensteigen oder Laufen erhebliche Rotationsmomente wirken, war man sich darüber im Klaren, dass die Geometrie der Schäfte so gestaltet sein müsste, dass dieses Rotationsmoment in jedem Falle auf den Knochen übertragen werden kann und dies bereits in einer sehr frühen Phase nach der Implantation geschehen sollte. Unabhängig davon hatte sich – wiederum empirisch – herausgestellt, dass Schaftdesigns, die eher ovaläre Querschnitte haben, gegenüber denen mit Rechteckquerschnitten von Nachteil waren.

Was das Design der Hüftpfannen betrifft so sind auch hier viele Entwicklungen durchlaufen worden. Zunächst war man der Ansicht, dass ein konischer Grundkörper, mit entsprechendem Gewinde versehen, die günstigere Form einer sog. Schraubpfanne darstellt, musste jedoch sehr bald einsehen, dass diese Pfannen zwar primär recht stabil sind, dass aber gelegentlich doch sehr viel Knochensubstanz geopfert werden musste, was nicht im Sinne einer möglicherweise später anstehenden Revisionsoperation sein konnte. Man ging daher alternativ auf sog. sphärische Pfannengrundformen über, die der Geometrie des Acetabulums besser angepasst waren, musste aber auch mehrfach die Gewindeformen ändern, denn die anfangs benutzten Gewindeformen mit sehr starken Gewindefußabmessungen hatten sich als nicht günstig erwiesen, weshalb man in der Zwischenzeit auf Gewinde übergegangen ist, die eher sägezahnförmig ausgebildet sind und im Gewindefuß die gleichen Abmessungen wie in der Höhe des schneidenden Gewindes hatten.

Die weitere Entwicklung ging zur sog. „Pressfit“-Pfanne, die insbesondere bei der Operationstechnik Vorteile bietet, insofern als sie jederzeit nochmals neu orientiert werden kann, was bei den Schraubpfannen in aller Regel nicht möglich ist, es sei denn, man riskiert ein erneutes Gewindeschneiden mit entsprechenden Verschneidungen.

Trotz all dieser Entwicklungen hat die zementierte Polyethylenpfanne nach wie vor ihren weit verbreiteten Stellenwert, wobei – wie sich an Modellen nach Charnley gezeigt hat – der Polyethylenwandstärke eine entscheidende Bedeutung zukommt.

Die Verformungen des Acetabulums während des Gehens unter den entsprechenden Lasten sind hier offenbar die ausschlaggebenden Umstände, weshalb es bei relativ dünnwandigen Pfannen immer wieder zu plastischen Verformungen, erhöhtem Abrieb und dadurch zu Lockerungsproblemen kommt.

Über die Frage der Stiellänge des Schaftes wurde und wird nach wie vor diskutiert. Wie

bereits im vorhergehenden Kapitel erwähnt neigt man dazu, die Schaftlängen immer kürzer zu gestalten, um einerseits der Vorstellung der proximalen Verankerung näher zu kommen und andererseits durch Vermeidung ausgedehnter Verankerungsflächen (und damit Zerstörungsflächen) möglichst viel gesundes Knochenlager für spätere Revisions-Operationen zu erhalten.

7. Werkstoffe

Prinzipiell sind im Bereich der Hüftendoprothetik mindestens zwei verschiedene Arten von Werkstoffen von Bedeutung, zum einen die Werkstoffe für sog. lasttragende Komponenten mit Knochenkontakt und zum anderen die Werkstoffe für tribologisch beanspruchte Komponenten. Als Werkstoffe für lasttragende Komponenten haben sich – entsprechend dem unten angegebenen Schema – die sog. S-Legierungen auf Eisenbasis, die T-Legierungen auf Titanbasis und die C-Legierungen auf Kobaltbasis durchsetzen können.

Die S-Legierungen, d.h. die Legierungen auf Eisenbasis entsprechend ISO 5832-1 (rostfreier Stahl), sind im Prinzip für permanente Implantate wie Hüft- und Knieendoprothesen nur bedingt geeignet, da sie die Anforderungen an ausreichende Korrosionsbeständigkeit nicht immer erfüllen. Man ist inzwischen teilweise aus Kostengründen wieder auf diese Stahllegierungen zurückgegangen. Aus technologisch-wissenschaftlicher Sicht sollte jedoch auf die Verwendung von Stahllegierungen für Hüft- und Knieendoprothesen verzichtet werden.

Die nächste Generation, die sog. C-Legierungen auf Kobaltbasis gemäß ISO 5832-4, 5832-5 und 5832-6 haben sich insbesondere für die sog. zementierten Versionen von Hüftendoprothesen bewährt, wobei jedoch darauf geachtet werden muss, dass diese Oberflächen keine zu große Rauigkeit aufweisen, denn es kann sonst bei Relativbewegungen zu Problemen kommen (64, 65).

Sowohl die S-Legierungen als auch die C-Legierungen können gegossen, geschmiedet, aber auch gesintert und im Anschluss daran einem heißisostatischen Pressen unterzogen werden (sog. Hipping). Dieses heißisostatische Pressen kann nicht nur die oberflächliche Festigkeit enorm erhöhen, sondern darüber hinaus auch die Ermüdungsfestigkeit. Insbesondere die C-Legierungen auf Kobaltbasis weisen hohe Ermüdungsfestigkeiten sowie eine ausreichende Korrosionsbeständigkeit auf und sind

entsprechend druck- und zugfest, sodass hiermit auch eher weniger massive Designs realisiert werden können.

Im Zuge der Einführung der zementfreien Implantationstechnik haben sich die Legierungen auf Titanbasis (ISO 5832-2 und 5832-3) durchsetzen können, insbesondere weil sich Titanwerkstoffe aufgrund der Tatsache, dass sie prinzipiell mit einer Oxydschicht überzogen sind und sich als bioinduktiv erwiesen haben, was bedeutet, dass an die Oxydschicht entsprechende Anlagerungen von körpereigenen Aminosäuren möglich sind (Hydroxylierung) und damit die Reaktionen des biologischen Systems im Sinne einer Fremdkörperreaktion weitgehend ausbleiben.

Problematisch ist allerdings die Zementierung von Titankomponenten. Hier haben sich in der Vergangenheit einige Fehlschläge gezeigt, die offenbar damit zusammenhängen, dass es bei gewissen Designs zu Relativbewegungen zwischen Knochenzement und Titanoberflächen kommt. In der dann dort zu findenden sog. Spaltsituation ist eine Repassivierung der Oberflächen nicht mehr möglich, weshalb sich dann andere Titanverbindungen bilden, die in diesem Bereich den pH-Wert stark erniedrigen und entsprechende entzündliche Reaktionen hervorrufen (10). In diesem Zusammenhang sind größere Schadensmeldungen aus der Schweiz bekannt geworden. Titanlegierungen können geschmiedet, im Wesentlichen jedoch auch spangebend bearbeitet werden und haben insbesondere den Vorteil, dass sie zumindest nach aktuellem Kenntnisstand nicht allergen sind.

Eine weitere Gruppe stellen die Kunststoffe (Polymere) dar, die im Falle der Hüftendoprothetik immer wieder Verwendung finden.

Polymerkunststoffe wie Polyacetal, Polyurethan oder (kohlefaserverstärkte) Epoxidharze bzw. Triazinharz als Knochenzement gehören der Vergangenheit an. Hingegen finden Polymer-Kunststoffe wie PMMA (Polymethylmethacrylat) als Knochenzement, Polyethylen als Gleitpaarung fast aller Gelenkprothesen oder Silicon als bekannter Werkstoff bzw. bei plastisch-chirurgischen Eingriffen nach wie vor Verwendung. Die zuletzt genannten Werkstoffe werden im Wesentlichen als lasttragende Komponenten verwendet.

In der Vergangenheit wurden immer wieder neue Werkstoffe erprobt, wie beispielsweise das sog. Endoceram. Dies ist ein Verbundwerkstoff, der eine Polyurethanmatrix besitzt, wobei diese Polyurethanmatrix mit Aluminiumoxidkeramikpartikeln angereichert ist. Dieser Werkstoff hat gegenüber der

Al₂O₃-Keramik den Vorteil, dass er weniger bruchanfällig ist. Die am längsten erprobte Gleitpaarung ist Polyethylen-Stahl bzw. Polyethylen-CoCrMo. Diese Paarung hat sich klinisch bewährt, ist jedoch aus tribologischer Sicht nicht unbedingt das Optimum. Auf jeden Fall weisen Gleitpaarungen wie Metall-Metall, bzw. Al₂O₃-Al₂O₃ deutlich bessere tribologische Eigenschaften auf, was sich in einem Rückgang der Revisionszahlen gegenüber konventioneller Paarungen anhand mehrjähriger Erfahrungen zeigt. Zum Polyethylen ist anzumerken, dass in der jüngsten Vergangenheit durch die Entwicklung sog. hoch vernetzter Polyethylene ebenfalls eine erhebliche Verbesserung der Tribologie eingetreten ist. Dies sind Polyethylene, die einer speziellen Wärme- und Strahlenbehandlung unterzogen werden, sodass nicht nur durch eine Erhöhung der molekularen Vernetzung die tribologischen Eigenschaften verbessert werden, sondern darüber hinaus auch die Alterungsbeständigkeit über die Absättigung der freien Radikale. Diese neuen sog. „crosslink“ (Änderung der Molekularstrukturen)-Polyethylene sind erst seit etwa vier Jahren in klinischer Erprobung und es stellt sich die Frage, ob die im Simulatorversuch erreichten sehr guten Ergebnisse auch in vivo wiederzufinden sind. Wenn ja, würde sich der Einsatz von Polyethylenen positiv auf die Verweilzeit der Endoprothesen auswirken.

8. Modularität – Konusverbindungen

8.1 Konusverbindungen

Die heute in der Endoprothetik bekannte konische Verbindung zwischen einem Kugelkopf und einem Hüftschaft wurde Anfang der 70er Jahre entwickelt. Ziel war, eine mechanisch dauerhafte Verbindung zwischen einem Kugelkopf aus hochreiner Aluminiumoxidkeramik und einem metallenen Hüftprothesenschaft zu realisieren (57). Die Entwicklung zwischen den Partnern Feldmühle GmbH (Keramikhersteller) und Sulzer Medizinaltechnik AG (Prothesenhersteller) mündete in der konischen Klemmverbindung, welche 1974 erstmals klinisch bei einer Hüftprothese eingesetzt wurde. Die Merkmale der konischen Verbindung konnten im Jahr 1979 unter dem Schweizer Patent Nr. 1060601 geschützt werden.

Das Prinzip der konischen Klemmverbindung besteht darin, dass die einzelnen Komponenten vom Chirurgen während einer Hüftprothesenoperation entsprechend der Anatomie des Patienten ausgewählt und in der modularen Technik montiert werden

können. Dieser Verbindung gelingt es, die beiden Komponenten über Jahre fest aneinanderzufügen. Die einzelnen Komponenten können örtlich und zeitlich unabhängig voneinander sowie passgenau nach Herstellervorgaben produziert werden. Bei Reoperationen ist es möglich, die mechanische Klemmverbindung zu lösen und eine neue Kugel auf den *in-situ* verbleibenden Hüftschaft zu befestigen. Die modularen Hüftprothesen, welche nach einem Baukastenprinzip aufgebaut sind, waren geboren.

8.2 Design und Halslänge der Kugelköpfe

Durch die konische Verbindung ist es möglich, Prothesenkomponenten nach dem Baukastenprinzip herzustellen, welche miteinander kombiniert werden können. Neben dem variablen Durchmesser der Kugel, welcher das auffälligste Merkmal ist, kann auch der Konus selber für eine Varianz sorgen; man unterscheidet dabei unterschiedliche Halslängen. Diese entstehen dadurch, dass der Konus unterschiedlich tief in die Kugel eingearbeitet wird. Als Maß gilt der Abstand von der Stirnfläche des Schaftkonus zum Mittelpunkt der Kugel (vgl. Abb.4).

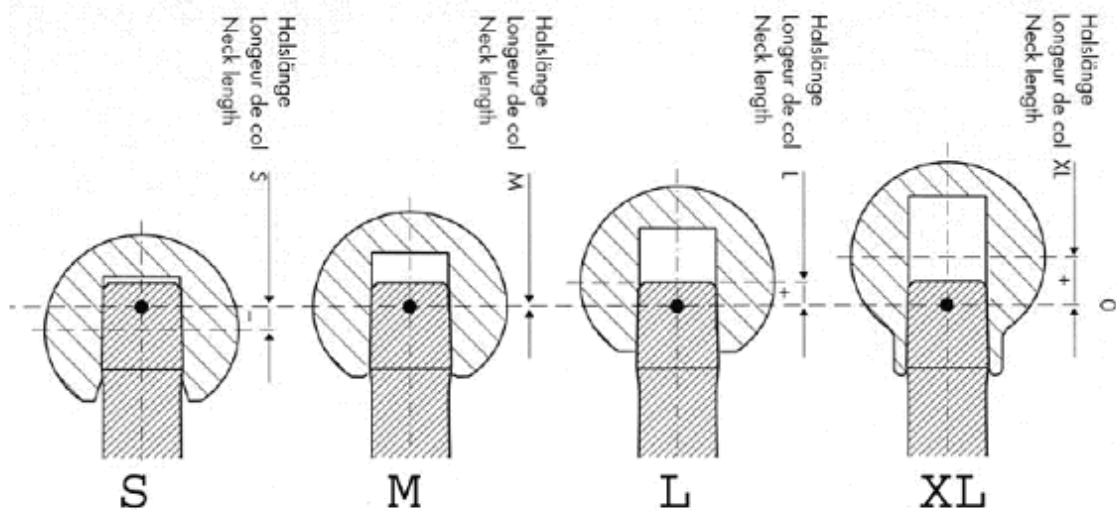


Abb.4: Variation der Halslängen bei Kugelköpfen. Der Kugelmittelpunkt, in Bezug zum Schaftkonus, ist zwischen der S- und XL-Kugel um 12 mm versetzt.

Die Halslängen werden mit S (short), M (medium), L (large) und XL (extra large) bezeichnet. Dabei steckt der Hüftschaftkonus bei der S-Kugel am tiefsten in der Kugelbohrung und wird mit zunehmender Halslänge geringer. Anders ausgedrückt: die größte gemeinsame Auflagefläche hat der S-Kugelkopf und diese nimmt mit

zunehmender Halslänge ab. Typischerweise ist der Mittelpunktversatz zwischen den einzelnen Halslängen 4 mm, hängt aber vom Design des Herstellers ab. Bei einer Metallkugel mit einem Durchmesser von 28 mm bedeutet dies, dass der Kugelmittelpunkt maximal 12 mm gegenüber der Stirnfläche des Hüftschafftkonus versetzt werden kann. Diese Variabilität kann der operierende Arzt ausnutzen, um Korrekturen der Beinlänge oder Muskelspannung intraoperativ auszugleichen.

9. Funktionelle Anatomie des Hüftgelenkes

Die *Articulatio coxae* (genauer: *coxoferoralis*) stellt das zweitgrößte Gelenk des menschlichen Körpers dar und hat im Laufe der Evolution zum bipeden Gang große anatomische Veränderungen durchlaufen. Als Mittler zwischen Rumpf und unterer Extremität muss es dabei eine größtmögliche Bewegungsfreiheit mit maximaler Belastbarkeit verbinden.

Am Aufbau der Gelenkpfanne sind drei Beckenknochen beteiligt: Das Dach wird vom Darmbein (*Os ilium*) gebildet, das Schambein (*Os pubis*) begrenzt ventral und das Sitzbein (*Os ischii*) dorsokaudal das Acetabulum. Sie vereinigen sich mittels einer hyalinen Knorpelschicht (Y-Fuge) zum Hüftbein (*Os coxae*), die im Laufe der Entwicklung ossifiziert. Stellt man sich die Pfanne als hohle Halbkugel vor, beträgt ihr Radius je nach Körpergröße etwa 2,7 cm. Der faserknorpelige Rand des Acetabulums, *Labrum acetabuli*, geht jedoch stellenweise über den Äquator der Halbkugel hinaus und umgreift regelrecht den Femurkopf. Daher spricht man bei der Hüfte auch von einem Nussgelenk. Zum Foramen obturatum ausstrahlend ist die Pfannenlippe hingegen unterbrochen (*Incisura acetabuli*), sodass sie eine halbmondförmige Gestalt annimmt. Dieser unterbrochene Teil der Pfanne wird von einem Querband, dem *Ligamentum transversum acetabuli*, überbrückt.

Das Innere der Gelenkpfanne ist nicht vollständig von hyalinem Knorpel überzogen, da sich die effektive physiologische Kontaktfläche mit dem artikulierenden Femurkopf auf eine halbmondförmige Fläche, die *Facies lunata*, beschränkt. Daher ist die Knorpelfläche gerade mal 2 cm lang und 0,3 cm dick. Medial dieser Kontaktfläche liegt die zentrale *Fossa acetabuli*, eine von der *Facies lunata* aufgeworfene Vertiefung, die mit der *Incisura acetabuli* in einer Ebene liegt und in ihr ausläuft.

Der Schenkelhalskopf stellt eine relativ regelmäßig gekrümmte Zweidrittel-Kugel mit

einem Radius von durchschnittlich 2,5 cm dar. Lediglich der proximale Pol formt eine plane Fläche um die Fovea capitis, um die zu übertragende Last von einem Punkt auf einen Ring zu verschieben. In der Fovea capitis hingegen inseriert das Ligamentum capitis femoris, in welchem Blutgefäße zur Versorgung des Femurkopfes insbesondere während der frühkindlichen Entwicklung verlaufen. Bei einem gesunden Hüftgelenk stehen sich während der Gelenkneutralstellung Fovea acetabuli und Fovea capitis gegenüber. Der Caput femoris ist durchgehend von hyalinem Knorpel überzogen, weist in seinen Hauptbelastungszonen jedoch eine besonders ausgeprägte Schicht von etwa 2,5 bis 3,5 mm Dicke auf, die zum Schenkelhals hin sukzessiv abnimmt.

Die Achse des Schenkelhalses weicht von der Hauptlastachse des Femurs deutlich ab und stellt somit einen Schwachpunkt unseres Bewegungsapparats dar. Normalwerte für diesen sogenannten Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel (CCD-Winkel) bei einer ausgewachsenen Person liegen bei etwa 128° . Bei Neugeborenen sind jedoch Valguswerte um 150° durchaus normal. Mit Beginn der Belastung nimmt die Krümmung zu und der CCD-Winkel ab. In hohem Alter hingegen können durchaus Varuswerte um 120° erreicht werden, ohne dass sie pathologisch sind. Da das Hüftgelenk große Kräfte übertragen muss, ist für eine Beurteilung der Achsenverhältnisse zum Beispiel auch die Lage der Gelenkpfanne einzubeziehen. So haben Menschen mit steilen Gelenkpfannen physiologischerweise auch größere CCD-Winkel. Bei pathologisch großen Werten für den Centrum-Collum-Diaphysen-Winkel liegt das klinische Bild der Coxa valga vor (zum Beispiel bei Immobilität nach Muskellähmung), da die Körperlast keinen mechanischen Druck auf den Schenkelhals ausübt. Bei einer proportional zu großen Belastung des Schenkelhalses kommt es zu einer Coxa vara. Dies kann bei einer herabgesetzten Widerstandsfähigkeit und damit einer gesteigerten Nachgiebigkeit des Knochens (zum Beispiel bei Rachitis) der Fall sein. Ein weiterer, in der Klinik wichtiger Parameter ist der Antetorsionswinkel (AT-Winkel). Die Achse des Schenkelhalses ist beim Erwachsenen physiologischerweise gegenüber der Frontalebene um etwa 12° nach ventral gerichtet. Auch dieser Winkel erfährt im Laufe der Entwicklung eine Veränderung. So ist für Kleinkinder ein Wert von 30° durchaus normal. Die Last des bipeden Ganges geht dem Menschen beim Erlernen des Laufen regelrecht "in die Knochen".

Die Gelenkkapsel des Hüftgelenks ist die kräftigste des menschlichen Körpers. Sie entspringt an der Gelenkpfannenlippe und überdeckt trichterförmig fast vollständig den

Collum femoris, um ventral an der Linea intertrochanterica zu inserieren. Lediglich die dorsale Seite des Schenkelhalses ist nur etwa zur Hälfte von der Kapsel mit einbezogen, um den Bewegungsspielraum bei Flexion der Hüfte so groß wie möglich zu halten. Die Epiphysenfuge liegt jedoch stets intrakapsulär. Durch die Beteiligung der kräftigen Ligamenti iliofemorale, ischiofemorale und pubofemorale erhält die Gelenkkapsel eine beachtliche Zugkraft.

Das Hüftgelenk ist mit dem kräftigsten Bandapparat des menschlichen Körpers versehen, da es aufgrund des umfangreichen Bewegungsspielraums auf eine knochenbetonte Arthrokinematik verzichtet. In einem gesunden Hüftgelenk sind folgende Bewegungen möglich (Tab.1): Flexion 120°–130°, Extension 10°–15°, Innenrotation 30°–45°, Außenrotation 40°–50°, Abduktion 30°–45°, Adduktion 20°–30°.

Die kapselverstärkenden Bänder sind derart schraubenförmig um den Collum femorale gewickelt, dass sie im Stand und in Extension (Retroversion) gespannt sind, während sie sich bei Flexion (Anteversion) abwickeln. Von jedem der Teilknochen des Os coxae windet sich ein Band zum proximalen Femur: Das Ligamentum iliofemorale zieht mit seinen zwei Teilbändern von der Spina iliaca anterior inferior fächerartig zur Linea intertrochanterica und stellt mit 300 kg Zugkraft den stärksten Bandzug des menschlichen Körpers dar. Für den beidbeinigen Stand ist dieses Band unerlässlich. Das am Os ischii entspringende Ligamentum ischiofemorale hingegen verstärkt die dorsale Kapselwand und vereinigt sich auf der Linea intertrochanterica mit dem Ligamentum iliofemorale. Das Ligamentum pubofemorale hat seinen Ursprung am oberen Schambeinast und strahlt in die mediale Gelenkkapselwand. Die Zona orbicularis wickelt sich in Höhe des Schenkelhalses wie ein Gummiband um diese drei Bänder und die Gelenkkapsel und verhindert somit ein Abgleiten der Bänder bei Entspannung. Auch wenn es nicht zur Statik des Gelenkes beiträgt, ist das Ligamentum capitis femoris an dieser Stelle zu erwähnen. Es zieht von der Fovea capitis femoris zur Fovea acetabuli und beherbergt Blutgefäße zur Versorgung des Femurkopfes. Es verliert jedoch nach der Wachstumsphase seine zentrale Rolle.

Funktion	Beteiligte Muskeln
Anteversion (Flexion)	M. iliopsoas M. rectus femoris M. tensor fasciae latae M. sartorius M. gluteus medius
Retroversion (Extension)	M. gluteus maximus M. gluteus medius & minimus (hintere Anteile) M. adductor magnus ischiokrurale Muskulatur
Abduktion	M. gluteus, minimus & medius M. piriformis
Adduktion	M. pectineus M. adductor brevis, longus & magnus M. gracilis M. gluteus maximus M. quadratus femoris M. obturatorius internus M. gemelli
Innenrotation	M. gluteus minimus & medius M. adductor magnus M. tensor faciae latae
Außenrotation	M. pectineus M. adductor longus & brevis M. gluteus minimus, medius & maximus M. piriformis M. obturatorius internus & externus M. quadratus femoris M. gemellus superior & inferior

Tab.1: Muskeleinteilung im Oberschenkel- sowie Beckenbereich (7)

10. Biomechanik des Hüftgelenkes

Wesentliche theoretische Grundlagen der Belastung des Hüftgelenkes wurden von Pauwels entwickelt (188, 190). Beim beidbeinigen Stand verteilt sich das Körpergewicht minus das Gewicht der beiden Beine gleichmäßig jeweils zur Hälfte auf die Hüftgelenke. Bei Belastung im Einbeinstand verschiebt sich die Körpergewichtsachse zum Spielbein hin und die Adduktoren entwickeln über ihren Ansatz am Trochanter major ein gleich großes Drehmoment (145). Die auf das Hüftgelenk einwirkende Gesamtkraft, die Hüftgelenksresultierende, beträgt dann das Zwei- bis Dreifache des Körpergewichtes. Schenkelkopf und Hüftgelenk werden physiologisch rein auf Druck beansprucht, weil, wie schon erwähnt, die resultierende Druckkraft rechtwinklig auf der Peripherie des Schenkelkopfes steht. Die Druckspannungen sind gleichmäßig über die Tragfläche verteilt (189) (vgl. Abb.5).

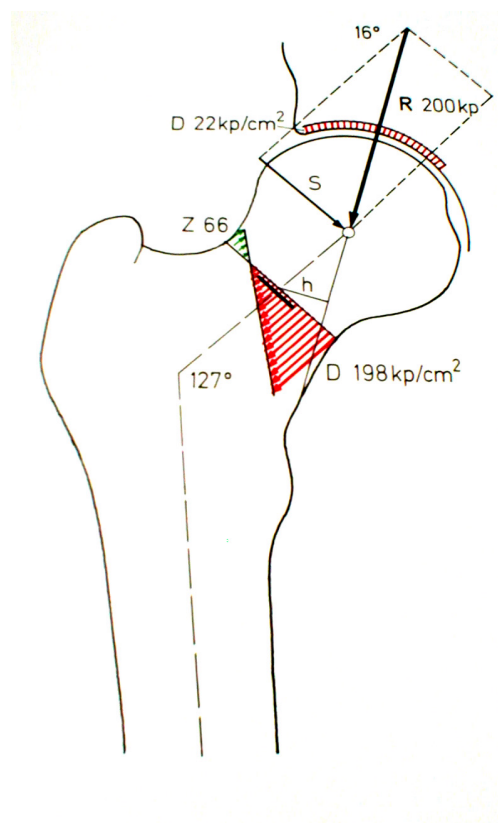


Abb.5: Die Verteilung der Druckspannungen über den Oberschenkelkopf nach Pauwels
R – Druckkraft, h – Hebelarm, D – Druckspannung, Z – Zugspannung (189)

Das biomechanische Modell hat Debrunner in Hinsicht auf die Ansatzpunkte der Muskulatur an der Beckenschaufel und am Trochanter major weiterentwickelt (50). Neuere Untersuchungen, (59) und (60), modifizieren durch jetzt computersimulatorisch mögliche Berechnungen die bisherigen Vorstellungen über die Hüftkontaktkräfte und der im Femur auftretenden Kräfte, indem sie den Einfluss aller hüftgelenkübergreifenden Muskeln bei dynamischen Bewegungen mit einkalkulieren.

Die aus diesen Modellen kalkulierte Belastung des Hüftgelenkes soll neben den anerkannten Faktoren für die Überlebensdauer einer Hüftendoprothese, wie die primär erreichte Stabilität (12), die durch Abrieb verursachten Lockerungen (12) und den von (66) beschriebenen Einfluss der Knochenqualität, eine Rolle spielen.

Hüftendoprothesen, die nicht im Normbereich der Implantationsgeometrie implantiert worden sind, zeigen retrospektiv eine höhere Lockerungsrate (9, 256). Eine mögliche Konsequenz ist die Verminderung der Hüftkontaktkräfte durch eine mediale, inferiore und anteriore Platzierung der Pfanne und durch die Verwendung eines Prothesenschaft-Kopfwinkels von 130° bei relativ kurzem Hals (115).

Wichtig für die eigene Arbeit ist die mögliche Kalkulation der benötigten und zur Verfügung stehenden Kraft nach Änderung der Gelenkgeometrie (vgl. Abb.6). Die Lage des Rotationszentrums bestimmt das Verhältnis der Hebelarme zueinander. Der Hebel des Körperarmes beträgt etwa $\frac{2}{3}$ des Abstandes der Rotationszentren (112). Der Ansatzbereich des wichtigsten Abduktors der Hüfte, des Musculus gluteus medius, liegt im Bereich des äußeren Trochanters (178), wobei sich diese Zone ventral auch in Richtung des Schenkelhalses als dünner Streifen ausbreitet (141). Operativ wurde versucht, den Hebelarm durch Trochanterosteotomien zu vergrößern. Eine eindeutige Verbesserung kann durch Trochanterosteotomie allerdings nicht erreicht werden (178), was auf die insgesamt geringen Auswirkungen der Trochanterverschiebung auf die muskuläre Kraft zurückgeführt werden kann. Bei einer anterolateralen Versetzung des Trochanters um ± 1 cm ist mit einer prozentualen Änderung des möglichen Drehmomentes der Abduktoren von ± 10 Prozent zu rechnen (53).

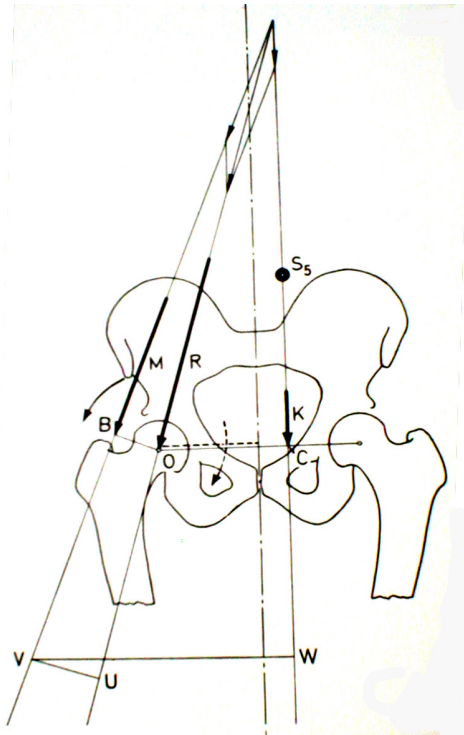


Abb.6: Die physiologische Belastung des coxalen Femurendes nach Pauwels (189)

S_5 – Schwerpunkt, K – Körpergewicht, M – Muskelkraft, R – Druckkraft, OC – Hebelarm des Körpergewichtes, OB – Hebelarm der Muskelkraft

Bei der Abduktion arbeitet ein Muskelfächer aus fünf Einzelmuskeln synergistisch zusammen (76).

Der für die Beckenstabilisation wichtigste Muskel ist der Muskulus gluteus medius. Der Muskelbauch des Gluteus medius ist 5 bis 8 cm lang. Zusammen mit den Sehnen beträgt die Länge des Gluteus medius im Mittel etwa 12,5 cm. Bei einer Abduktions-Adduktionsbewegung von $20-0-20^\circ$ im Hüftgelenk wird die Länge des Gluteus medius um $\pm 1,5$ cm verändert (13). Umgerechnet auf eine mittlere Muskelbauchlänge von 7 cm beträgt die Veränderung jeweils 21 Prozent. Auf der Ebene des Sarkomers, welcher die optimale Kraft bei einer Länge von 2,0 bis 2,25 m entwickelt, kommt es ab einer Verkürzung um 25 Prozent (auf 1,5 m) oder einer Verlängerung um 50 Prozent (auf 3,1 m) zu einer 50-prozentigen Reduktion der kontraktilen Kraft, siehe (24) und (204). Ab einer Verlängerung um 60 Prozent (auf 3,5 m) steigt dann der durch die

elastische Dehnung des Muskels bedingte Widerstand stark an (46).

S.L. Delp et al. (52) behandeln in einer Serie von Veröffentlichungen die Folgen einer Verschiebung des Rotationszentrums auf die Kraft der abduktorischen Muskulatur des Hüftgelenkes. In einer biomechanischen Analyse der Folgen der Beckenosteotomie nach Chiari beschreiben sie die Entwicklung einer Computersimulation für die Kraft der abduzierenden Muskulatur der Hüfte (52). Sie beziffern hier den Anteil des Gluteus medius an der Kraft der Abduktoren mit 70 Prozent, den des Gluteus minimus mit 20 Prozent und den des Musculus tensor fasciae latae mit 10 Prozent. Sie beachten auch die Änderung der Abduktionsstellung des Beines von -5° bis $+7^\circ$ während der Gangphase, die über die Verkürzung der Muskulatur zu einer Änderung des durch die Muskulatur zur Verfügung stehenden Drehmomentes führt. Ein Vergleich der Summe der kalkulierten Werte mit der in früheren Untersuchungen gemessenen maximalen isokinetischen Kraft der Abduktoren zeigt eine gute Übereinstimmung.

In einer weiteren Arbeit wenden Delp et al. die Computersimulation auf die Verschiebung des Rotationszentrums um 2 cm in vertikale, horizontale und sagittale Richtung an (53). Eine Verschiebung des Rotationszentrums um 2 cm nach kranial vermindert die Kraft der Abduktoren um 46 Prozent, eine Verschiebung um 2 cm nach medial um 20 Prozent. Eine Veränderung in sagittaler Richtung beeinflusst die Kraft der Abduktoren nicht. Zu prinzipiell ähnlichen Ergebnissen kommt eine andere Arbeitsgruppe mittels einer Computersimulation (105).

Die beobachtete Höhe des Rotationszentrums veränderte sich in der eigenen Arbeit von einer Kaudalisation von 10 mm bis zu einer Kranialisation von 14 mm. Zu einer Kranialisation zwischen 5 und 15 mm kam es in 33 von 63 Fällen. Dies hätte nach Delp et al. eine Minderung der maximalen isokinetischen Abduktionskraft um 10 bis knapp 40 Prozent zur Folge gehabt. Allerdings wird die Kranialisation der Pfanne meist durch die Verlängerung des Femurs nach Prothesenimplantation ausgeglichen. Zur Betrachtung der biomechanischen Auswirkungen muss deswegen die sogenannte „Differenz des muskulären Arbeitsweges“ herangezogen werden. Der Effekt des CCD-Winkels und der Halslänge der Prothese beim Ausgleich einer Kranialisierung des Rotationszentrums durch die Positionierung der Pfanne wird von Decking (51) im Einzelnen beschrieben. Die beobachtete Veränderung des muskulären Arbeitsweges liegt in einem Bereich einer Verkürzung von 9 mm bis zu einer Verlängerung um 22 mm. Zu einer Verkürzung des muskulären Arbeitsweges zwischen -10 mm und -5 mm

kommt es in vier Fällen. Dies hätte nach Delp eine prozentuale Minderung der Abduktionskraft von –10 Prozent bis 25 Prozent zur Folge gehabt.

Biomechanische Faktoren werden stets beim aseptischen Lockerungsgeschehen oder bei funktionellen Defiziten von Hüftalloarthroplastiken diskutiert. Im Vordergrund stehen dabei die Beurteilung des knöchernen Implantatlagers sowie Fragen des Verankerungsprinzips, des Prothesendesigns und des Biomaterials.

Die Kenntnis der Belastungssituation im Hüftgelenk bezüglich angreifender Kräfte und deren Orientierung sind unerlässlich, um die Situation in der Konusverbindung zwischen Hüftschaft und Kugel zu verstehen. Dabei darf nicht außer Acht gelassen werden, dass jeder Patient seine eigene, individuelle Gangart hat und dass dadurch in der biomechanischen Analyse große Unterschiede auftreten können. Neben diesen Problemen besitzt die Implantationsgeometrie der Alloarthroplastik, also die Positionierung der Prothese im Skelett-Muskel-System, eine erhebliche Bedeutung für den Kraftfluss durch das Gelenk, da sie die wirkenden Kräfte bei der statischen Gelenkbelastung und in der Bewegung mitbestimmt.

Paul (187) untersuchte die Gelenksbelastung im Hüftgelenk anhand der Bodenreaktionskräfte, kombiniert mit Videoaufnahmen, und schloss so auf die Belastung und Hauptrichtung der Kräfte in der Hüfte. Die maximalen Gelenkskräfte wurden normiert auf das Körpergewicht der Probanden in der Einheit BW (Body Weight). Die Kräfte in der Hüfte ergeben einen charakteristischen „Doppelpeak“ für die Phasen „Ferse aufsetzen“ (ca. 7 Prozent vom Gangzyklus) und „Fuß abstoßen“ (ca. 47 Prozent vom Gangzyklus). In der Schwingphase ist die Gelenkskraft kleiner als 1 BW (Body Weight) (vgl. Abb.7). Mit zunehmender Gehgeschwindigkeit erhöhen sich die Gelenkskräfte; normales Gehen 4,9 BW bzw. 7,6 BW für schnelles Gehen. Die Kraftvektoren ändern die Richtung in jeder Phase des Gangzyklus und sind mehr vertikal orientiert als die Achse des Schenkelhalses.

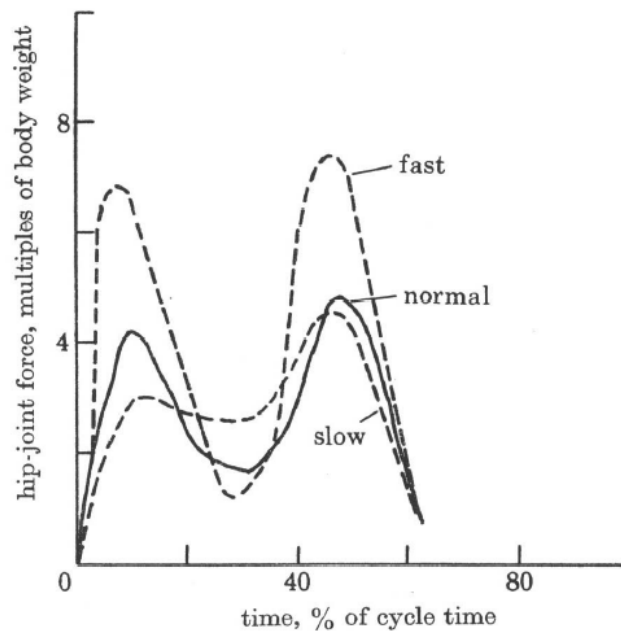


Abb.7: Reaktionskräfte im Hüftgelenk während eines Gangzyklus in Abhängigkeit von verschiedenen Geschwindigkeiten (187).

Die erstrangige, skelettformende Belastungssituation findet sich zum Zeitpunkt der maximalen Belastung des Gelenkes im Gangzyklus. Diese Belastungssituation ist biomechanisch von größter Bedeutung. Sie ist gekennzeichnet durch eine leichte Flexion des Hüftgelenkes, in der gleichzeitig der M. rectus femoris und die Abduktoren das frontale Beckengleichgewicht halten. Die Biomechanik des Hüftgelenkes in der Frontalebene lässt sich unter Berücksichtigung der beim Menschen vorhandenen Variation der Hüftanatomie mit wenigen modellspezifischen Parametern bewerten. Eine neue Dimension zur Bestimmung der Gelenkskräfte in der Hüfte wurde mit der Einführung sogenannter „instrumentierter Prothesenkomponenten“ erreicht. Dabei wurden Messsensoren für Kräfte und Momente in speziell präparierte Prothesenkomponenten eingebaut und in Probanden implantiert. In Ganganalysen unter Einbezug von Videoaufnahmen und Bodenreaktionsplatten konnten Daten der instrumentierten Prothesen erfasst werden. Davy (49) berichtete 1988 über telemetrisch erfasste Daten einer DF80-Hüftprothese an einem Patienten. Die Kräfte erreichten beim normalen Gehen 2,6 bis 2,8 BW und 2,6 BW beim Treppensteigen (vgl. Abb.8).

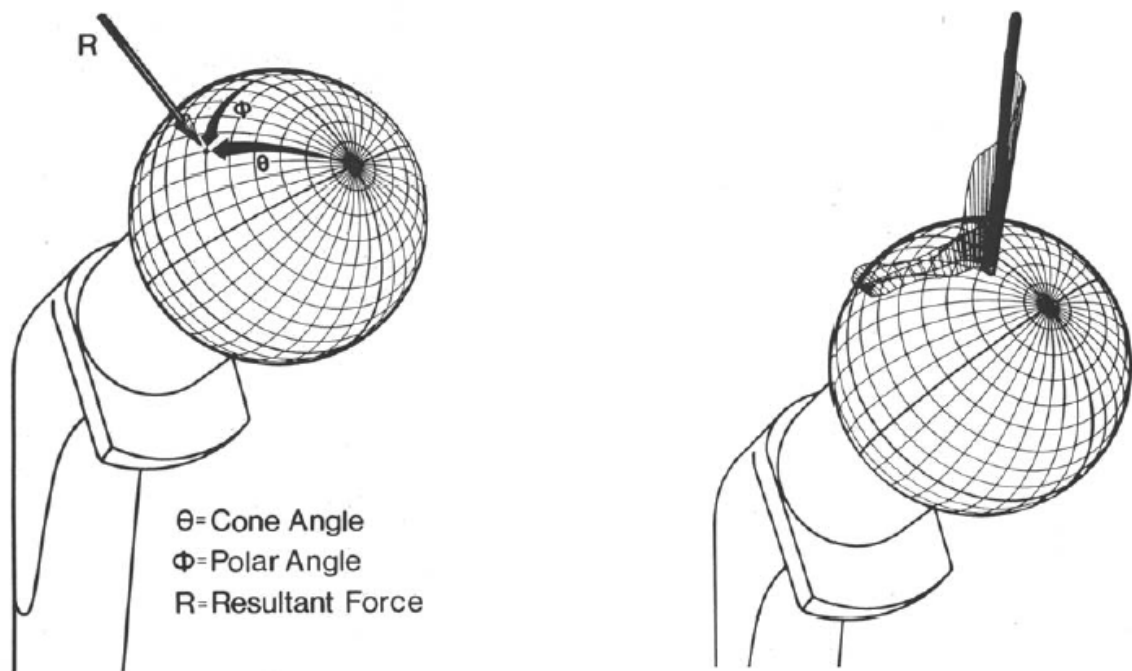


Abb.8 : Kraftorientationswinkel durch den Hüftkopf schematisch, links, und während eines Gangzyklus, rechts, nach Davy et al. (49)

Die Kraftvektoren griffen zwischen 30–40° versetzt zur Konusachse (Cone Angle) und –25 und –15° zum Polarwinkel an (vgl. Abb.8). Die Daten von Davy konnten durch telemetrische Studien von Taylor (232) und Bergmann (15) bestätigt werden, welche ebenfalls instrumentierte Prothesenkomponenten für ihre Studien einsetzten. Zudem konnten Gelenksreaktionskräfte für das Treppen auf- und -absteigen (2,5–3 BW) sowie für Jogging (4–5 BW) ermittelt werden (Tab.2). Beim Stolpern und dem reaktionsschnellen Wiedererlangen des Gleichgewichtes konnten Kräfte bis zu 8,7 BW registriert werden (16).

Autor (Jahr)	Technik	normales Laufen	Treppe Auf	Treppe Ab	Jogging / Running
Pauwels (1965)	Reaktionskräfte	2.9 BW	---	---	---
Paul (1976)	Reaktionskräfte auf Bodenplatte	4.9 BW (4.9-7.6)	7.2 BW	7.1 BW	---
Davy (1988)	Instrumentierte Hüftprothese	2.8 BW (2.6–2.8)	2.6 BW	---	---
Bogert (1999)	Beschleunigung auf der Haut	2.5 BW	---	---	5.2 BW
Taylor (2001)	Instrumentierte Femurprothese	2.8 BW	2.8 BW	3.1 BW	3.6 BW
Bergmann (1993, 2001)	Instrumentierte Hüftprothese	2.4 BW (2.1–2.8)	2.5 BW (2.2–2.7)	2.6 BW (2.2–2.6)	4.7–5.0 BW

Tab.2: Maximale Belastung im Hüftgelenk für verschiedene Aktivitäten. Die Belastungsangabe ist normiert in Körpergewicht (BW = Body Weigth) (16).

Mittels Beschleunigungssensoren, welche an Bauch und Rücken auf der Haut befestigt wurden, konnte Bogert (254) an neun gesunden Patienten die Gelenkskräfte in der Hüfte bestimmen. Neben den Aktivitäten „normales Laufen“ und Jogging lag das Hauptinteresse an sportlichen Aktivitäten wie Skilanglauf (2,9–5,2 BW) und Alpines Skilaufen (3,5–9,3 BW).

Eine quantitative Analyse an 111 mit künstlichen Prothesen versorgten Patienten zeigte, dass diese Probanden durchschnittlich 4988 Schritte pro Tag zurücklegten (207). Dies ergibt durchschnittlich ca. 0,9 Millionen Schritte in Jahr (minimal 72 000 und maximal 3,2 Millionen Schritte pro Jahr).

Eine sehr interessante Perspektive bietet das Modell von Blumentritt (25,26), mit dem der Nachweis der Korrelation von bestimmten skelettären Strukturen des Hüftgelenkes und der individuellen Motorik beim zügigen Gehen des Menschen gelang (vgl. Abb.9).

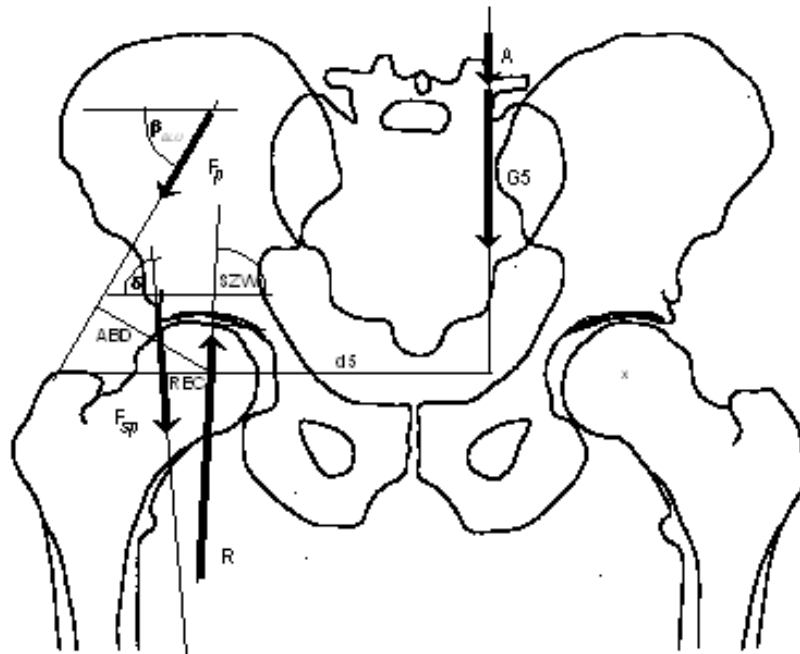


Abb.9 : Modell Blumentritt (25, 26):

R und SZWI-Größe und Richtung der hüftgelenksresultierenden Kraft,
 Fp und β -Kraft und Richtung der pelvitrochantären Muskulatur (Abduktoren),
 Fsp und d-Kraft und Richtung der spinocruralen Muskulatur (M. rectus fem.),
 G5/A-Teilkörpergewicht G5, vergrößert um die der Beschleunigung proportionalen
 Kraft A, ABD, REC, d5-Abstände der jeweiligen Kraftvektoren zum
 Hüftkopfmittelpunkt/Drehpunkt

11. Material und Methoden

11.1 NANOS-Entwicklung (Konzept)¹

Die NANOS-Schenkelhalsprothese (79) (vgl. Abb.10) basiert auf der Vorstellung einer metaphysären Verankerung und Krafteinleitung bei minimaler Knochenresektion. Der spongiöse Knochen im Bereich der Metaphyse (Calcar femoris, mediale und laterale Kortikalis) bleibt zur Krafteinleitung und Kraftübertragung erhalten, und zwar ausreichend gut auch für die Versorgung junger, aktiver Patienten.



Abb.10: NANOS-Prothesenschaft (79)

Neun aufeinander abgestimmte Größen, beschichtet mit Titan-Plasma & Calcium-Phosphat sowie ein übersichtliches Instrumentarium für die minimal-invasive Applikation erleichtern die Primärstabilität, Osteointegration sowie die intraoperative Auswahl.

¹ Arbeitskreis und Entwicklungsteam der Schenkelhalsprothese vom Typ „NANOS“: Dr. med. Bullmann (Rothenburg), Dr. med. Engelmann (Zwickau), Dr. med. Ettinger, (Melle), Prof. Dr. med. Fuchs (Bayreuth), Dr. med. Kuhn (Emstek), Dr. med. Nguyen (Wolfratshausen), Dr. med. Reinhard (Potsdam), und Firma Endoplast GmbH.

Das Implantat erfordert eine nur minimale Knochenresektion. Der spongiöse Knochen im Bereich der Metaphyse sowie des Trochanter major bleiben zur Krafteinleitung und Kraftübertragung erhalten. Somit ist auch das Ziel der „Second line of defence“ bei dem vorliegenden Prothesenkonzept gewahrt.

Fein aufeinander abgestimmte Größen sowie ein übersichtliches Instrumentarium erleichtern die intraoperative Festlegung und Auswahl des geeigneten Implantates. Die Entwicklung erfolgte basierend auf den klinischen Erfahrungen verschiedener „Kurzschafthprothesen“ und das vorliegende Produkt stellt bereits die III. Generation dieses Prothesentypes dar.

Im Rahmen der Entwicklung¹ (s. Seite 37/Fußnote) der NANOS-Schenkelhalsprothese wurden 565 CTs von Patienten, die jünger als 65 Jahre waren, ausgewertet. Die Analyse umfasste die Festlegung der inneren kortikalen Geometrien medial und lateral sowie die Position des Kugelkopf-Zentrums.

Ziel ist es, dass die Prothese eine möglichst langstreckige Anlage im Bereich des Calcar zur optimalen Krafteinleitung hat und an der distal-lateralen Seite eine kortikale Anlage zur Abstützung und Kompensation der Kräfte in Varus-Richtung vorhanden ist.

Für die Verankerung von schenkelhalserhaltenden Kurzschafthprothesen ist auch die kortikale Abstützung in der axialen Ansicht von großer Bedeutung. Hierfür wurde in über 50 CT-Schnitten die Region des Schenkelhalses von unmittelbar subcapital bis hinunter zum Trochanter major in Richtung der Schenkelhalsebene vermessen.

Dadurch konnte der Isthmus in beiden Ebenen bestimmt und vermessen werden, um eine weit proximal liegende kortiko-spongiöse Verankerung zu ermöglichen.

Zudem wurde aus den CT-Schnitten eine Querschnittsgeometrie entwickelt, die es ermöglicht, den kortikalen Ring an der Zirkumferenz komplett zu erhalten sowie eine harmonische Krafteinleitung zu gewährleisten.

Die Wahl des Materials war eindeutig. Als Grundmaterial wurde die Titan-Schmiedelegerung (ISO 5832-3) verwendet, das im proximalen Anteil zusätzlich mit einer osteokonduktiven Doppel-Beschichtung versehen wurde.

Zunächst wurde im Vakuum-Verfahren (Plasma-Spray-Verfahren) die Rein-Ti-Beschichtung vorgenommen, um eine bessere Verbindung zwischen den einzelnen Beschichtungen zu erreichen. Mit diesem Verfahren wurden bereits eine Reihe von Standard- Hüft-TEPs hergestellt. Dadurch entsteht zwar keine "bioaktive", aber zumindest eine "bioconduktive" Oberfläche.

Zur Optimierung der Rein-Ti-Schicht, d.h. zur Steigerung der biologischen Induktionswirkung auf die Osteoblasten bzw. Osteocyten, wird in einem Spezialverfahren die sog. Bonit®-Beschichtung mittels galvanisch aufgetragener Ca-P-Kristalle als bioaktive Schicht vorgenommen. Von diesem Verfahren liegen zum Implantationszeitpunkt bereits Ergebnisse zur Osteo-Integration vor (80).

Da insgesamt neun aufeinander abgestimmte Größen zur Verfügung stehen, ist eine individuelle und optimale Größenauswahl im Rahmen der präoperativen Planung sowie der intraoperativen Umsetzung gewährleistet. Der unterhalb des Konus liegende Schenkelhalsanteil wurde zur Vergrößerung des „Range of Motion (ROM)“ verjüngt.

Merkmale (Zusammenfassung):

- langstreckige Anlage im Bereich des Calcars zur optimalen Krafteinleitung,
- kortikale Anlage zur Abstützung und Kompensation der Kräfte in Varusrichtung an der distal-lateralen Femurkortikalis,
- Titan-Plasma- und osteokonduktive-Beschichtung im proximalen Anteil (BONIT®) für die Osteointegration durch Oberflächenvergrößerung und Erhöhung der Primärstabilität durch Verzahnung (vgl. Abb.11),
- Titanschmiedelegerung (ISO 5832-3) für die Biokompatibilität

- polierte distale Spitze für die Festigkeit, verjüngter polierter Schenkelhals zur Optimierung des Bewegungsumfanges (ROM) und Abrieb-Reduzierung im Falle eines Impingements sowie 3-fach konische Schaftgeometrie (primäre Stabilität durch konische Verklemmung und flächigen Kontakt).

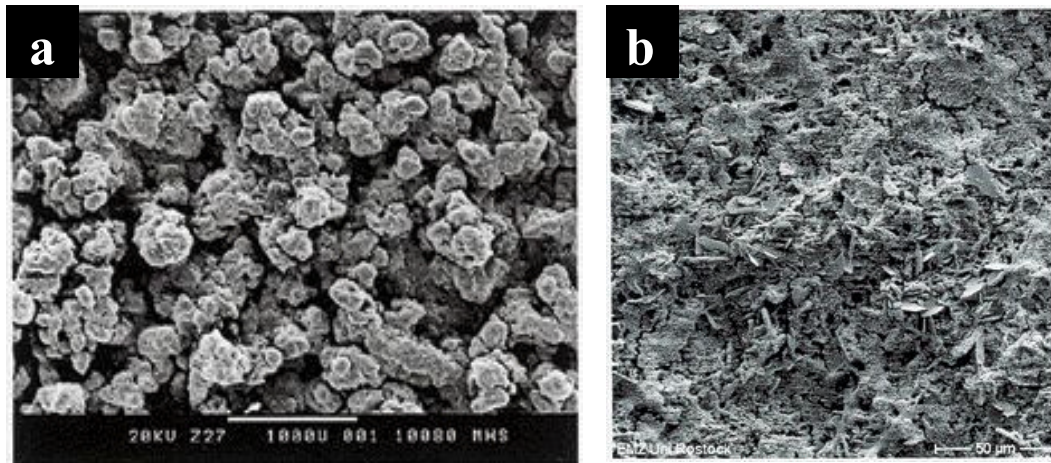


Abb.11: Titan-Plasma-(a) und osteokonduktive-Beschichtung (b) im proximalen Implantatanteil (BONIT®) für die frühzeitige Osteointegration durch Bioaktivität (CaP), Oberflächenvergrößerung und Erhöhung der Primärstabilität durch mechanische Verzahnung

Titan-Plasma-Beschichtung		BONIT®
Zughaftfestigkeit	> 22 MPa (gemäß ASTM F-1147)	1. Beschleunigung der Sekundärstabilität durch osteoinduktive Wirkung
Scherhaftfestigkeit	>20,0 MPa (gemäß ASTM F-1044)	- Lösung von Calcium und Phosphat (Starterfunktion durch hohe Löslichkeit)
Gesamtschichtdicke	250µm ± 50µm	- Bindung von Proteinen und Anregung zur Chemotaxe
Stark erhöhte Oberflächenrauigkeit	R _a 25µm ± 5µm	2. Füllschicht zwischen Knochen und Implantatoberfläche
Porosität	ca. 20 – 40%	3. Ermöglicht eine Spaltüberbrückung von bis zu 1 mm
		4. Vorteil bei schlechter Knochenqualität und schlechter Durchblutung

Tab.3: Die Merkmale der Titan-Plasma- und BONIT®-Beschichtung (79).

11.1.1 Indikationen und Kontra-Indikationen

Um eine optimale Haltbarkeit der NANOS-Schenkelhalsprothese zu ermöglichen, sind hinsichtlich der Indikationen und Kontra-Indikationen die nachfolgenden Kriterien zu berücksichtigen:

Indikationen:

- primäre und sekundäre Coxarthrose
- Dysplasie-Coxarthrose
- avaskuläre und post-traumatische Femurkopfnekrose
- junge und aktive Patienten < 60 Jahre, Schenkelhalswinkel zwischen 125° und 145°.

Kontra-Indikationen:

- Voroperationen, die das vorgesehene Implantations- und Verankerungsprinzip nicht mehr gewährleisten
- jede Art von radiologisch nachgewiesener Osteoporose
- ausgeprägte Coxa valga mit einem Schenkelhalswinkel >145°
- ausgeprägte Coxa vara mit einem Schenkelhalswinkel < 125°
- Body-Maß-Index (BMI) >30.

11.2 Pfannensystem

Als Pfannenkomponente wurden BF-Pfannen („Bayreuth/Fuchs“) (79) in den Größen 48-60 mm verwendet (vgl. Abb.12). Dabei handelt es sich um hemisphärische Pfannen aus einer Titanlegierung, die mit einer im Plasma-Spray-Verfahren aufgetragenen Rein-Titanbeschichtung mit einer Porosität von 150-200 µm versehen sind. Zur Optimierung der Primärstabilität ist ein tannenzapfenähnlicher Verankerungsstachel in 45°-Position angebracht. Das grundsätzliche Verankerungsprinzip liegt in der sog. Pressfit-Verankerung, d.h. die Primärstabilität entsteht durch eine sphärische Vorspannung. Die Innenseite ist zur modularen Einbringung von Polyethylen-oder Keramikinlays ausgelegt. Aufgrund des jungen Patientenkollektivs wurden in der vorliegenden Studie

ausschließlich Keramik-Keramik-Gleitpaarungen verwendet (Al_2O_3).



Abb.12: BF-Pfanne und NANOS-Schenkelhalsprothese (79) mit CE-CE-Gleitpaarung

11.3 Operationsmethode

11.3.1 Präoperative Planung

Für die präoperative Größenauswahl der Prothese stehen Röntgensablonen mit 15-prozentiger Vergrößerung zur Verfügung. Größe und Lage der Prothese werden im anterior-posterior- sowie im axialen Röntgenbild geplant.

Entsprechend der Systemvorgabe wird eine Anlage in der ap-Aufnahme am Kalkar femoris sowie an der lateralen Kortikalis im Bereich der Prothesenspitze angestrebt. Im axialen Strahlengang wird eine proximale Verklemmung im ventro-dorsalen Bereich sowie eine Abstützung der Prothesenspitze im Bereich der dorsalen Femurkortikalis erzielt (vgl. Abb.13). Die entsprechende Pfannengröße wurde ebenso präoperativ anhand von Röntgenbildern mittels Pfannensablonen festgestellt. Positionierung: Inklination 40–45°, vordere Öffnung 12–15°.

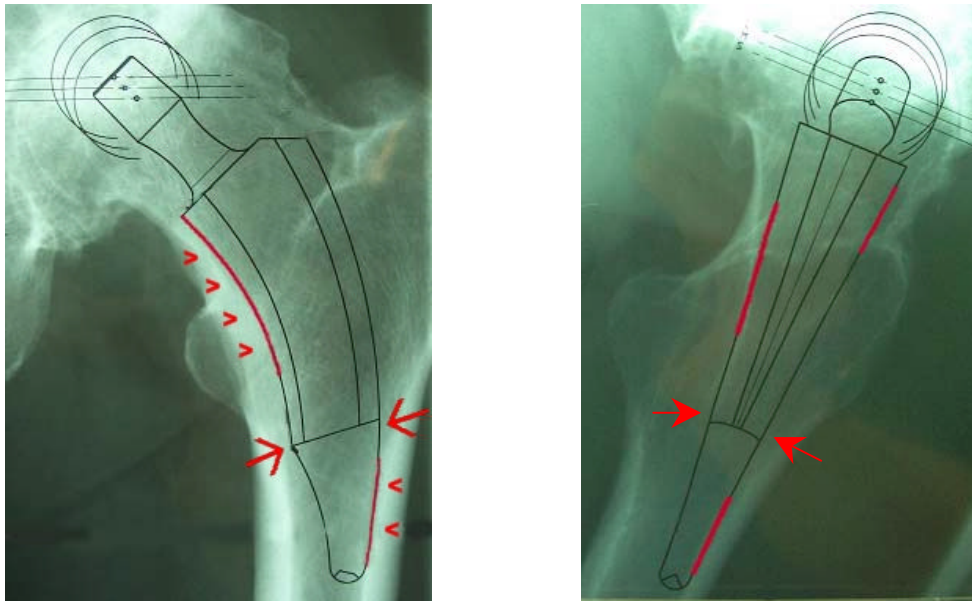
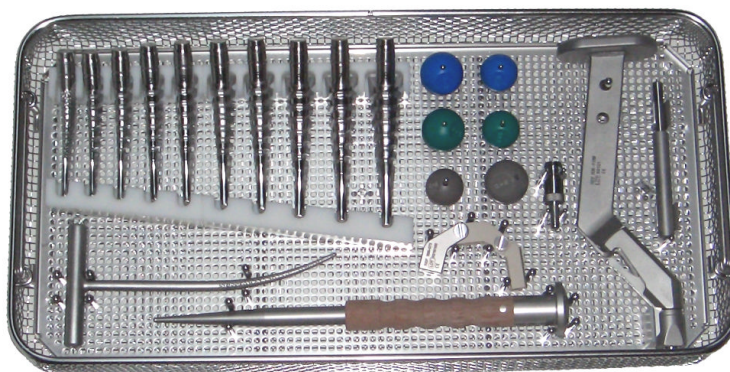


Abb.13: Präoperative Planung; individuell angepasste Schaßlonengröße bei anatomisch vorgegebenem Krümmungsradius zur physiologischen Krafteinleitung in das proximale Femur a) mediale Anlage am Calcar femoris b) laterale Abstützung zur dynamischen Kraftüberleitung in die femorale Kortikalis c) weitgehender Formschluss am metaphysären/diaphysären Übergang (79).

11.3.2 Instrumentarium

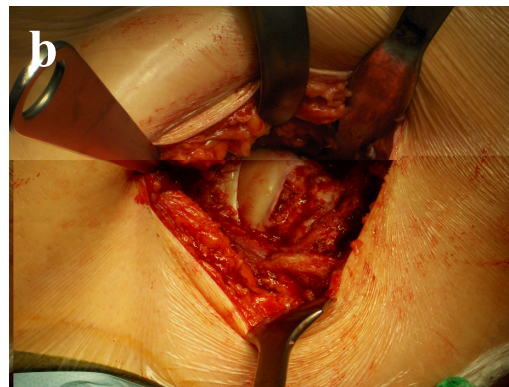


Pfriem
Raspel
9 Verdichter
6 Probeköpfe

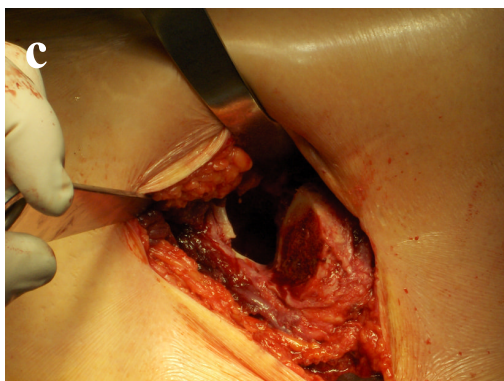
Abb.14: Instrumentarium

11.3.3 Operationstechnik

Die Patienten werden in Rückenlage und zumeist in Allgemeinanästhesie, teilweise auch in Spinal- oder Periduralanästhesie operiert. Der Zugang kann wahlweise anterior-lateral oder trans-gluteal erfolgen. Es sind auch andere, vom Operateur für angemessen gehaltene Zugänge möglich. Der Prothesentyp ist auch für minimalinvasive Zugänge geeignet. Nach der Hautinzision (a) erfolgt die Präparation (b) bis auf die Gelenkkapsel.

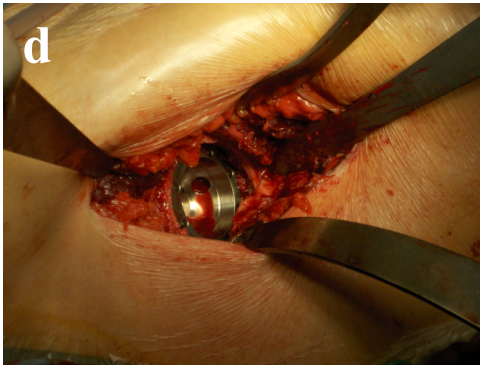


Teilresektion der Gelenkkapsel, Luxation des Hüftkopfes aus der Pfanne und anschließend hohe subcapitale Resektion des Hüftkopfes mit ca. 45° Neigungswinkel zur Femurlängsachse des Schenkelhalses.



Die Resektion (c) des Schenkelhalses erfolgt maximal knochenerhaltend. Die Resektionsebene zur Entfernung des Hüftkopfes liegt ca. 0,5 bis 1,0 cm subcapital rechtwinklig zum Verlauf des Schenkelhalses.

Pfannenimplantation (d)



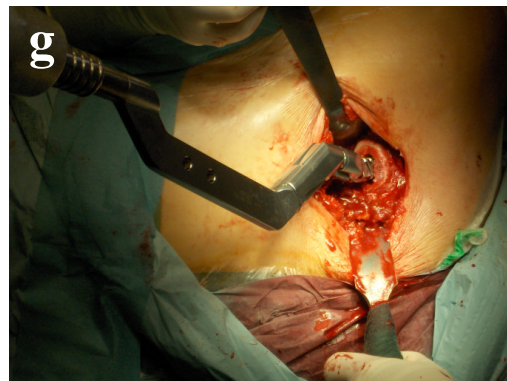
Keramik-Inlay (e)



Fakultatives Entfernen von acetabulären Exophyten (Impingementprophylaxe).
Stufenweises Auffräsen der Pfanne bis zur optimalen Größe unter Erhalten der Rest-Kortikalis und eine zementfreie Implantation einer sphärischen Pfanne aus Titanlegierung und des dazugehörigen Keramik-Inlays.



Präparation des Schenkelhalses mit
Universalraspel (f).



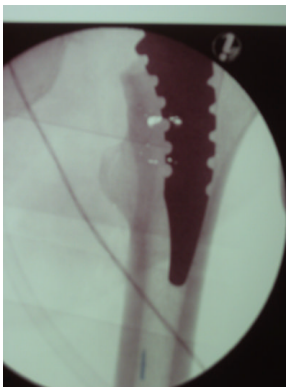
Nacharbeiten mit den
Spongiosaverdichtern (g).

Mit der gebogenen Universalraspel wird das Formraspeln vorbereitet. Das Einbringen der Raspel erfolgt unter leicht drehenden Bewegungen, bis die laterale Kortikalis etwa in Höhe der Unterkante des Trochanter minor erreicht ist.
Anschließend erfolgt stufenweise die Herstellung des Knochenlagers, beginnend mit der Vorraspel der Größe 0 sowie dem anschließenden Nacharbeiten mit den Spongiosaverdichtern (7 Größen).

Das Ziel der Präparation besteht nicht darin, den spongiösen Knochen herauszuraspeln, sondern diesen zu verdichten. Die stufenweise Präparation erfolgt bis zur geplanten Größe, also so lange, bis der Verdichter in den tragenden Zonen kortikalen Kontakt hat. Der kortikale Kontakt kann aufgrund der Änderung des Einschlaggeräusches festgestellt und die Position per intraoperativer Röntgen-Durchleuchtung kontrolliert werden.

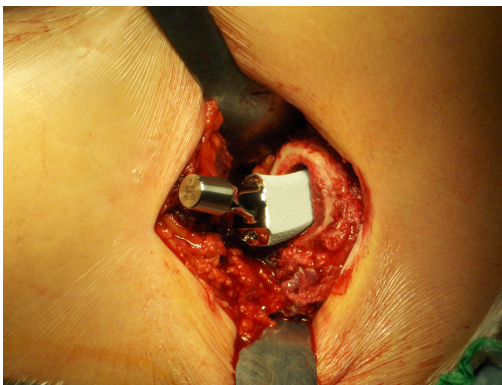
Die Raspel bzw. die Verdichter sind auf einer leichten Kreisbahn zu führen, sodass keine freien Räume beim Raspelvorgang entstehen können, die von der Prothese nicht gefüllt werden.

Entfernen des Ein-/Ausschlagadapters und Aufsetzen des Testkonus sowie eines Manipulierkopfes der entsprechenden Halslänge auf den Verdichter. Zur Probereposition stehen Manipulierköpfe in den Durchmessern 28 mm und 32 mm jeweils in den Halslängen S, M und L zur Verfügung.



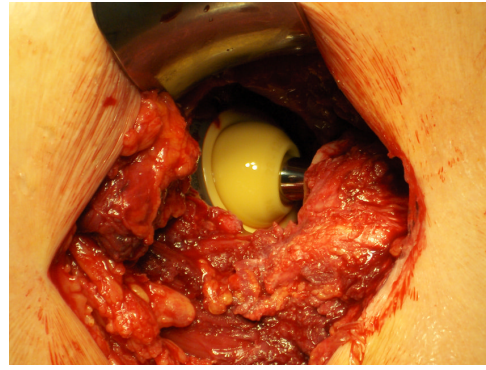
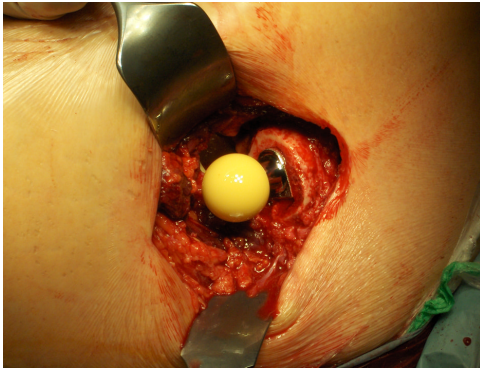
Es empfiehlt sich, eine C-Bogen-Kontrolle bei liegendem Verdichter durchzuführen, um einen exakten späteren Sitz des Implantates erreichen zu können.

Nach dem Entfernen des Probekopfes und des Manipulierkonus erfolgt das Entfernen des Verdichters.

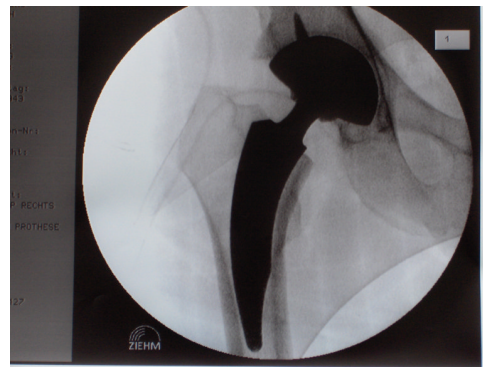


Einsetzen der Original- Prothese derselben Größe von Hand und anschließendes Einschlagen des Setzinstrumentes bis zur gleichen Tiefe, wie der Verdichter.

Sorgfältiges Reinigen des Konus, Aufsetzen eines Bioloxkopfes (77), Reposition von Hand und anschließend leichtes Festschlagen.



Danach müssen die Stabilität und die Funktion, inklusive eine evtl. Impingement- oder Luxationsneigung des Gelenkes, überprüft werden.



Nach mehrmaligem Spülen der Wundhöhle und Einlage von Redon-Drainagen wird die Wunde schichtweise verschlossen. Postoperativ findet eine C-Bogen-Kontrolle statt. Sollte es intraoperativ notwendig sein, die bereits eingebrachte Originalprothese zu entfernen, steht ein Extraktionsinstrument zur Verfügung. Dieses wird am Konus fixiert und mit dem Ein- bzw. Ausschlagadapter zum Entfernen verbunden.

11.4 Nachbehandlung

Die Lagerung des Beines erfolgt in Abduktion und Neutral-Rotation in einer Schiene. Am zweiten Tag werden die Drainagen entfernt. Die Mobilisierung im 3-Punkte-Gang (Teilbelastung von 15 bis 20 kg) erfolgt ab dem ersten postoperativen Tag für eine Zeit von vier bis sechs Wochen, danach die zunehmende Vollbelastung.

11.5 Patientenkollektiv

Im Zeitraum zwischen Juni 2004 und Mai 2006 wurden an unserer Klinik 45 Patienten mit der NANOS-Schenkelhalsprothese versorgt (Tab.4). Zur Auswertung unter prospektiven Nachuntersuchungskriterien kamen 40 Patienten. Das Patientengut bestand aus 20 Männern (50,0 Prozent) und 20 Frauen (50,0 Prozent). Zum Zeitpunkt der Operation betrug das Durchschnittsalter 52,8 Jahre. Der jüngste Patient war 39, der älteste 67 Jahre alt.

Die Körpergröße betrug durchschnittlich 1,70 m (min. 1,55 m, max. 1,86 m). Beim Körpergewicht errechnete sich ein Mittelwert von 78,0 kg (min. 52 kg, max. 106 kg). Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) lag bei 27,04 kg/m² (min. 20,20 kg/m², max. 35,44 kg/m²) und damit leicht über dem Normalbereich von 20-25 kg/m².

Die Patienten wurden sowohl präoperativ als auch nach 3, 6, 9, 12, 18 und 24 Monaten postoperativ klinisch und radiologisch nachuntersucht. Die klinische Auswertung erfolgte mithilfe der Harris-Hip- und Merle-d'Aubigné-Postel-Scores (128). Mittels radiologischer Auswertungen wurden dazu der Prothesensitz, eventuell auftretende Resorptionssäume, Migrations- und Lockerungszeichen oder heterotope Ossifikationen beurteilt (210).

Patient	Geschl	Gebdat	OP-Dat	Diagnose	Gr-T	Gr-Pf	Inlay/Kopf	Seite
1(HR)	w	18.02.1952	11.06.2004	Dysplasiecoxarthr.	4	48	28/S KER	re
2(GD)	m	26.04.1954	23.06.2004	Dysplasiecoxarthr.	6	58	28/S KER	li
3(RU)	w	09.02.1954	29.06.2004	pimäre Coxarthrose	4	48	28/S KER	li
4(HG)	w	06.04.1940	13.07.2004	pimäre Coxarthrose	4	52	28/S KER	li
5(TL)	w	26.11.1946	12.08.2004	Dysplasiecoxarthr.	6	56	28/S KER	re
6(ZM)	m	06.12.1962	02.08.2004	pimäre Coxarthrose	5	56	28/S KER	li
7(BH)	m	17.04.1952	15.09.2004	Dysplasiecoxarthr.	6	50	28/S KER	re
8(BI)	w	01.09.1938	17.09.2004	Dysplasiecoxarthr.	2	52	28/M KER	li
9(CM)	w	17.11.1952	06.10.2004	Dysplasiecoxarthr.	6	54	28/M KER	li
10(SK)	m	17.01.1949	05.11.2004	Dysplasiecoxarthr.	6	54	28/L KER	li
11(PK)	m	16.12.1947	29.09.2004	Dysplasiecoxarthr.	5	54	28/M KER	re
12(BD)	m	18.03.1957	11.01.2005	pimäre Coxarthrose	5	56	28/M KER	li
13(GE)	m	23.05.1949	18.01.2005	pimäre Coxarthrose	5	52	28/S KER	re
14(PH)	m	23.03.1952	31.01.2005	Hüftkopfnekrose	3	52	32/S KER	re
15(AE)	w	01.09.1955	16.02.2005	Dysplasiecoxarthr.	3	48	28/M KER	li
16(OF)	m	28.06.1951	22.02.2005	Dysplasiecoxarthr.	7	56	28/S KER	re
17(WE)	m	10.06.1949	25.02.2005	Dysplasiecoxarthr.	5	54	28/S KER	li
18(AE)	w	25.10.1948	09.03.2005	Dysplasiecoxarthr.	2	48	28/S KER	re
19(HS)	w	09.01.1948	17.03.2005	Dysplasiecoxarthr.	2	50	28/S KER	re
20(KP)	m	15.05.1943	18.03.2005	pimäre Coxarthrose	3	50	28/M KER	li
21(GB)	m	04.08.1943	06.04.2005	Dysplasiecoxarthr.	4	52	32/S KER	re
22(TL)	w	26.11.1946	21.04.2005	Dysplasiecoxarthr.	5	56	28/S KER	li
23(RM)	w	18.06.1957	26.04.2005	Dysplasiecoxarthr.	3	50	28/S KER	re
24(RK)	m	30.03.1949	20.05.2005	pimäre Coxarthrose	3	54	28/S KER	li
25(KL)	w	07.04.1959	14.06.2005	Dysplasiecoxarthr.	3	54	28/S KER	re
26(EL)	w	01.04.1964	30.06.2005	Dysplasiecoxarthr.	5	52	28/S KER	re
27(GS)	m	14.08.1964	21.09.2005	Dysplasiecoxarthr.	2	48	28/M KER	li
28(RU)	w	09.02.1954	23.09.2005	Dysplasiecoxarthr.	4	48	28/M KER	re
29(CG)	w	13.12.1943	06.10.2005	Dysplasiecoxarthr.	1	48	28/S KER	re
30(HH)	m	22.07.1938	28.10.2005	pimäre Coxarthrose	6	58	28/M KER	li
31(HR)	m	07.03.1943	03.11.2005	pimäre Coxarthrose	4	60	28/M KER	li
32(MG)	m	06.01.1940	07.12.2005	Dysplasiecoxarthr.	5	54	28/S KER	li
33(WM)	m	20.10.1952	03.01.2006	Hüftkopfnekrose	6	52	28/S KER	re
34(GE)	w	09.07.1957	10.01.2006	Dysplasiecoxarthr.	4	48	28/S KER	re
35(KT)	m	29.08.1955	16.01.2006	Hüftkopfnekrose	7	58	28/S KER	re
36(SP)	w	08.10.1967	31.01.2006	Dysplasiecoxarthr.	2	48	28/M KER	re
37(BB)	w	14.04.1951	15.03.2006	Dysplasiecoxarthr.	2	48	28/S KER	li
38(BD)	m	18.03.1957	21.03.2006	Hüftkopfnekrose	5	60	28/M KER	re
39(SH)	w	18.12.1950	29.03.2006	Hüftkopfnekrose	2	50	28/M KER	re
40(BG)	w	22.04.1958	09.05.2006	Dysplasiecoxarthr.	2	50	32/S KER	re

Tab.4: Patientenkollektiv

11.5.1 Patientenkollektiv im Arbeitskreis (n=175)

Im Zeitraum zwischen Januar 2004 und September 2006 wurden an sechs Kliniken (Rothenburg, Zwickau, Melle, Potsdam, Wolfratshausen, Bayreuth) 175 Patienten mit der NANOS-Schankelhalsprothese versorgt. Das Patientengut bestand aus 96 Männern (54,8 Prozent) und 79 Frauen (45,2 Prozent). Zum Zeitpunkt der Operation betrug das Durchschnittsalter 57,8 Jahre. Der jüngste Patient war 35, der älteste 79 Jahre alt. Die Körpergröße betrug durchschnittlich 1,71 m (min. 1,48 m, max. 1,95 m). Beim Körpergewicht errechnete sich ein Mittelwert von 81,0 kg (min. 52 kg, max. 124 kg). Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI) lag bei 27,5 kg/m² (min. 23,74 kg/m², max. 32,63 kg/m²) und damit leicht über dem Normalbereich von 20-25 kg/m². Die Patienten wurden sowohl präoperativ als auch postoperativ nach 3, 6, 9, 12, 18 und 24 Monaten klinisch und radiologisch nachuntersucht. Die zentrale klinische Auswertung erfolgte mithilfe der Harris- und Merle- d' Aubigné-Postel-Scores (128).

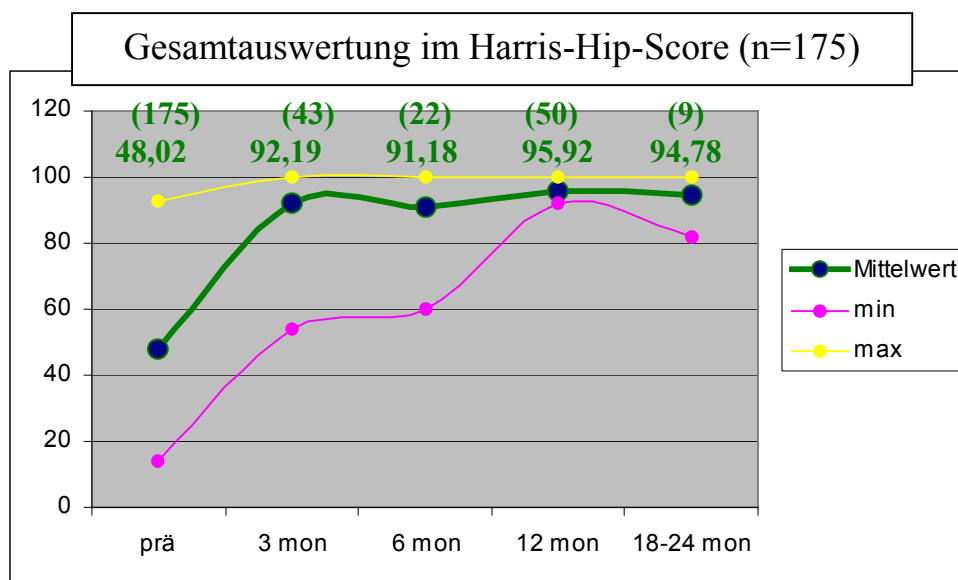


Abb.15: Grafische Darstellung der Beurteilung der Gesamtauswertung nach dem Harris- Hip-Score im Arbeitskreis (n=175).

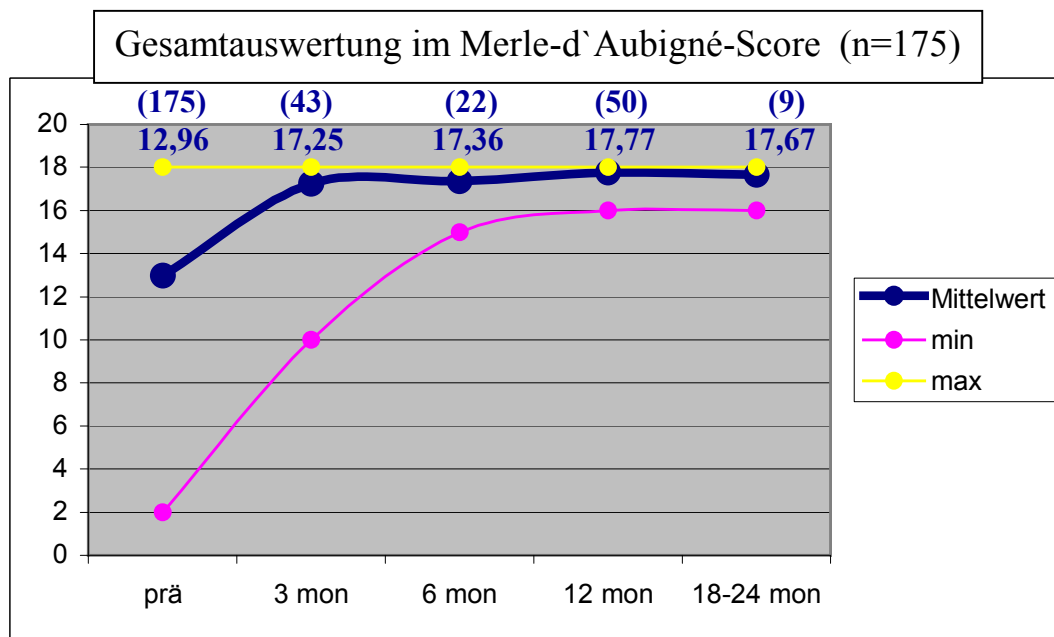


Abb.15: Grafische Darstellung der Beurteilung der Gesamtauswertung nach dem Merle-d'Aubigné-Score im Arbeitskreis (n=175).

11.5.2 Kontrollzeitpunkte (n=40)

Bis Mai 2006 konnten folgende Kontrollen zu klinischen und radiologischen Nachuntersuchungen durchgeführt werden:

Kontrollzeitpunkt	Patientenanzahl
3 Mon.	18
6 Mon.	15
9 Mon.	3
12 Mon	17
18 Mon.	4
24 Mon.	7

Tab.5: Kontrollzeitpunkt und Patientenanzahl

Die abnehmenden Patientenzahlen sind einerseits auf die unterschiedlichen

Untersuchungszeitpunkte zurückzuführen, andererseits kam es im Patientenkollektiv zu zwei Drop-outs (5 Prozent), die nicht mehr zur geplanten Nachuntersuchung erschienen.

11.5.3 Seitenverteilung

Bei unserem Patientenkollektiv wurden 22-mal (55,0 Prozent) die rechte Hüfte und 18-mal (45,0 Prozent) die linke Hüfte mit der NANOS Schenkelhalsprothese versorgt.



Abb.16: Seitenverteilung

11.6 Prothesengrößen und Material

11.6.1 Keramikkopfgrößen

Aufgrund des jungen Patientenkollektivs wurden ausschließlich Keramik-Keramik-Kombinationen verwendet. Es kamen die Keramikköpfe mit dem Durchmesser 28 und 32 mm zum Einsatz. Bei den vorwiegend verwendeten 28 mm-Köpfen wurden die Halslängen S (small), M (medium) und L (large) eingesetzt. Bei unserem Kollektiv wurde nur dreimal ein 32-er Kopf implantiert, der erst seit Ende 2005/Anfang 2006 zur Verfügung steht.

Größe	absolut	relativ in %
28/S	23	57.5%
28/M	13	32.5%
28/L	1	2.5%
32/S	3	7.5%

Tab.6: Häufigkeit der verwendeten Keramikkopfgößen und Halslängen

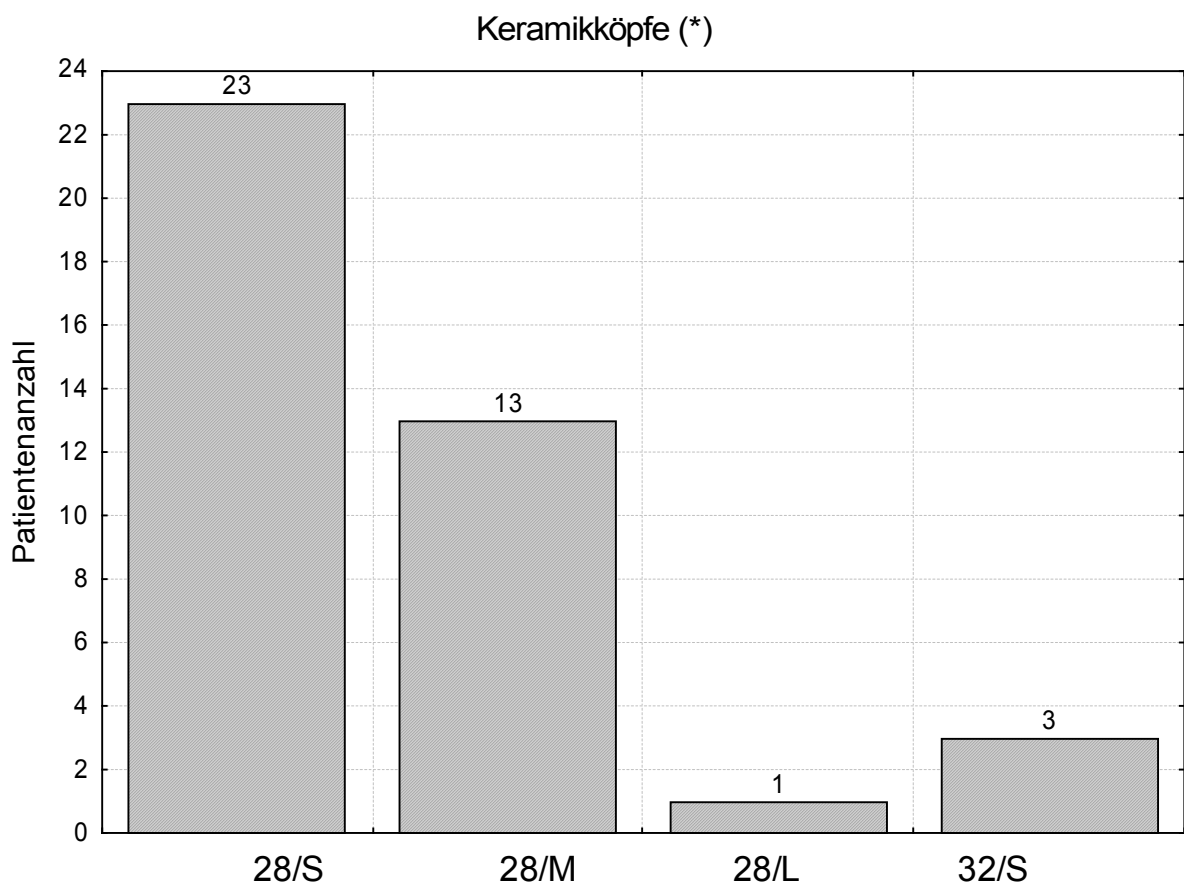


Abb.17: Häufigkeit der verwendeten Keramikköpfe

(*) 28/32-Kopfdurchmesser in mm, S/M/L – unterschiedliche Halslänge in 4 mm-Abstufungen

11.6.2 Schaftgrößen

Der Schaft wird zementfrei in den Schenkelhals und die Metaphyse des proximalen Femurs mittels sog. Pressfit-Verankerung rotationsstabil eingebracht. Unter Kontrolle einmaliger intraoperativer Durchleuchtung konnten folgende Größen eingesetzt werden:

Schaftgröße	absolut	relativ in %
1	1	2.5%
2	8	20%
3	6	15%
4	7	17.5%
5	9	22.5%
6	7	17.5%
7	2	5%

Tab.7: Häufigkeit der verwendeten Schaftgrößen

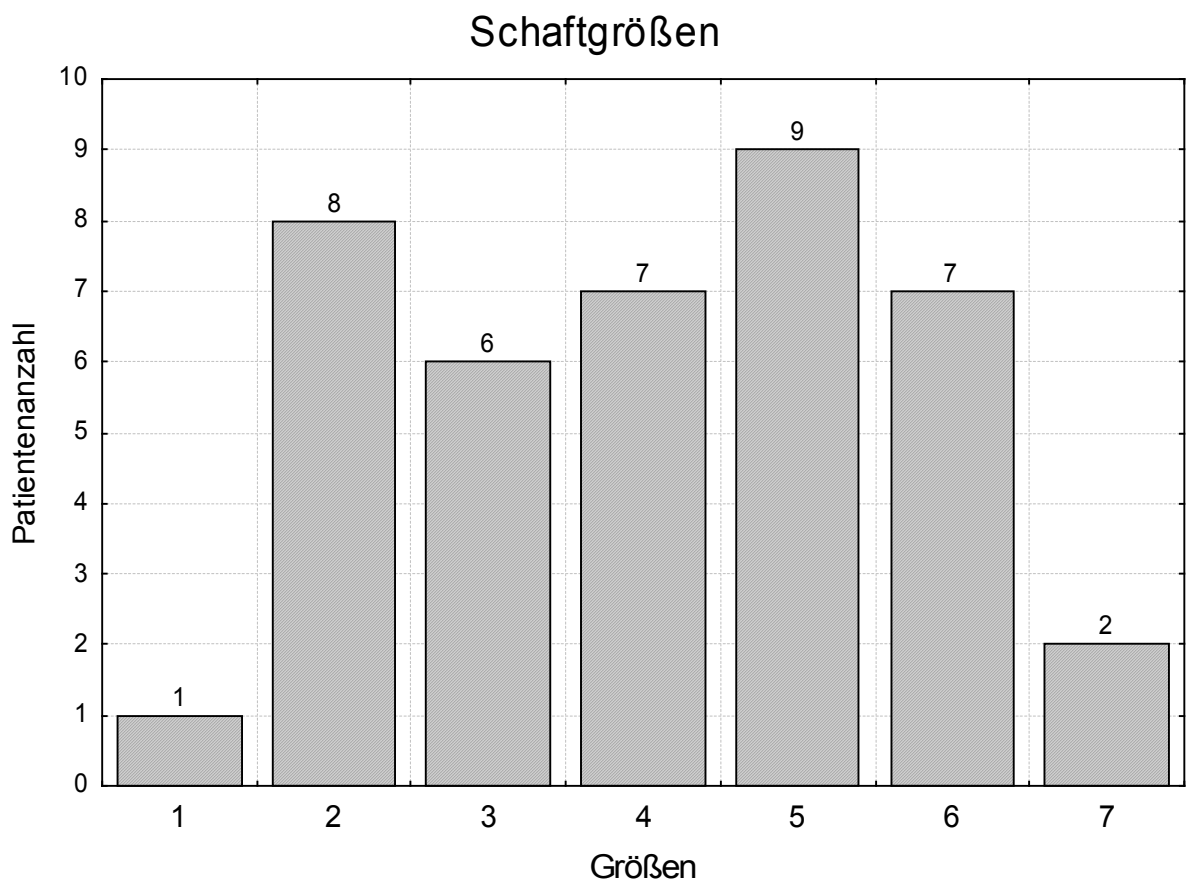


Abb.18: Häufigkeit der verwendeten Schaftgrößen (von 1 bis 7)

11. 6.3 Pfannengrößen

Die verwendeten Pfannengrößen variierten zwischen 48 und 60 mm. Die Titanpfannen wurden ausschließlich mit einem Keramik-Inlay armiert. Alle Pfannen wurden zementfrei implantiert.

Pfannengrößen	absolut	relativ in %
48	10	25
50	6	15
52	7	17,5
54	7	17,5
56	5	12,5
58	3	7,5
60	2	5

Tab.8: Häufigkeit der verwendeten Pfannengrößen

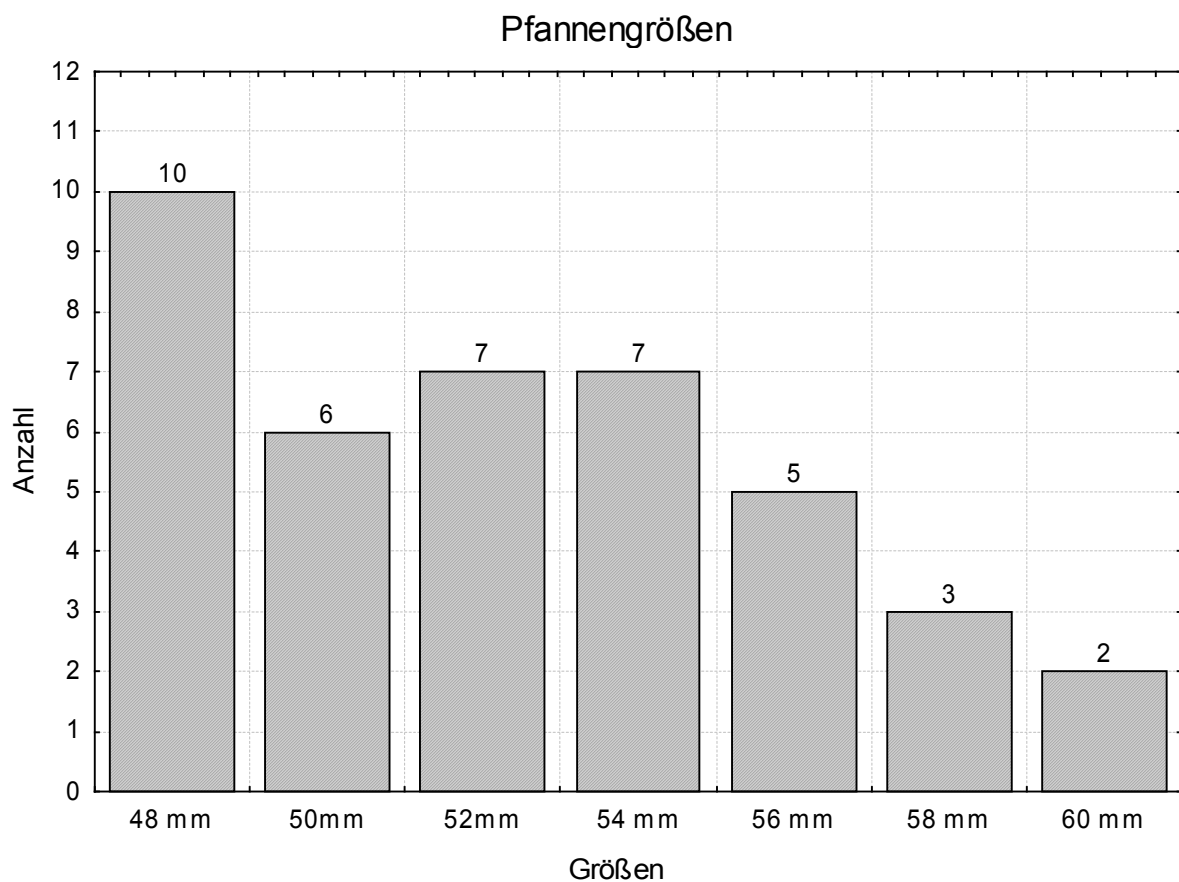


Abb.19: Häufigkeit der verwendeten Pfannengrößen

11.7 Prä- und postoperative Prophylaxe und Behandlungskriterien

Zur Vermeidung heterotoper Ossifikationen wurden alle Patienten kurz vor der Hüftimplantation an der zuvor markierten Prädilektionsstelle mithilfe eines Linearbeschleunigers mit einer Gesamtdosis von 7 Gray in der Abteilung für Nuklearmedizin bestrahlt. Zusätzlich wurden den Patienten eine orale Medikation mit Indometacin 100 mg/d unter einer PPI-Therapie (Protonenpumpenhemmer-Omeprazol) für max. 14 Tage verordnet.

Alle Patienten bekamen zur Thromboseprophylaxe eine „low-dose“-Heparinisierung mit Clexane 0,4 ml täglich. Postoperativ wurde eine intensive Physiotherapie mit Gangschulung und Muskelaufbautraining durchgeführt. Die Patienten waren in der Regel 10 bis 14 Tage stationär und wurden zur Fortführung der Physiotherapie meist direkt zur Anschlussheilbehandlung in eine entsprechende Rehaklinik verlegt. Bei keinem Patienten traten schwerwiegende Komplikationen auf, die einen längeren Aufenthalt erfordert hätten.

Postoperativ wurden die Patienten angehalten, die operierte Hüfte mit 15-20 kg für sechs Wochen nur teilweise zu belasten. In Abhängigkeit vom Röntgenbefund wurde die Entscheidung zum schrittweisen Abtrainieren der Unterarmgehstützen und zum Übergang zur Vollbelastung in der achten bis zwölften postoperativen Woche gefällt. In den ersten zwei Monaten nach der Operation wurden die Patienten angehalten, keine Flexion $>90^\circ$ oder forcierte Außenrotationsbewegungen durchzuführen, um evtl. Luxationen zu vermeiden.

11.8 Präoperative Diagnosen

Als Indikationen für den Hüftgelenkersatz lagen bei neun Patienten (22,5 Prozent) die Diagnose Primäre Coxarthrose, bei 26 Patienten (65,0 Prozent) Dysplasiecoxarthrose und bei fünf Patienten (12,5 Prozent) Hüftkopfnekrose vor.

Präop. Diagnose	absolut	relativ in %
Dysplasiecoxarthrose	26	65
Prim. Coxarthrose	9	22,5
Hüftkopfnekrose	5	12,5

Tab.9: Häufigkeit der präoperativen Diagnosen

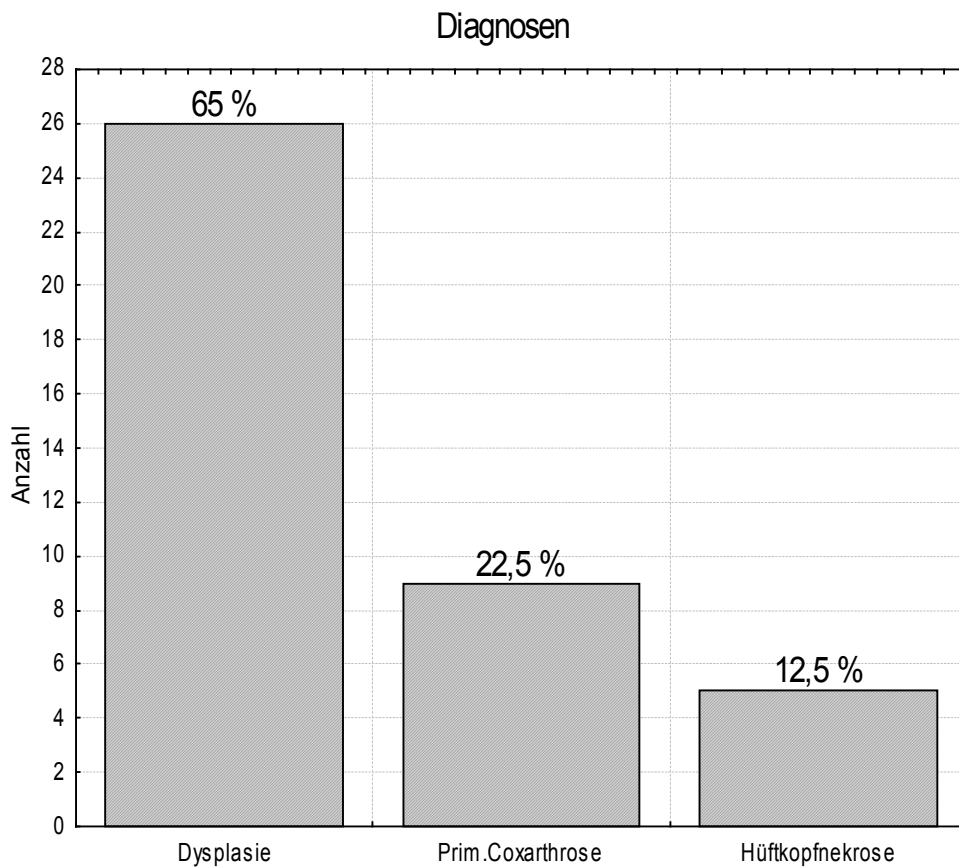


Abb.20: Häufigkeit der präoperativen Diagnosen (Dysplasie = Dysplasiecoxarthrose)

11.9 Nachuntersuchungsschema

Um die Ergebnisse der Hüftgelenksimplantate beurteilen und vergleichen zu können, bzw. um eine Operationsindikation zu stellen, wurden verschiedene klinische Hüftscores entwickelt, wie z.B. der Harris- Hip-oder der Merle-d'Aubigné-und Postel-Score (128). Mit diesen Scores ist die Beurteilung des prä- bzw. postoperativen Hüftstatus mit einem Punktergebnis möglich. Ein guter Score zeichnet sich aus durch eine hohe Validität und Reproduzierbarkeit sowie eine geringe Beeinflussung des Ergebnisses durch den Allgemeinzustand des Patienten. Zur klinischen Beurteilung des Hüftgelenks wurden sowohl der Harris-Hip- wie auch der Merle-d'Aubigné-und Postel-Score verwendet.

Der Harris-Hip-Score bewertet subjektiv die Schmerzsymptomatik und die Funktion, objektiv die Deformationsstellung und die Beweglichkeit des Hüftgelenkes. Er wird international von Orthopäden und Chirurgen benutzt und ermöglicht eine relativ objektive Beurteilung der Hüftsituation. Da die Bewertung der Beweglichkeit beim Harris-Hip-Score umständlich gehandhabt wird, haben wir uns für folgende modifizierte Formen entschieden:

Harris-Score

Schmerzen (max. 44 Punkte)

- keine (44 Punkte)
- leichte (40 Punkte)
- manchmal mäßig (30 Punkte)
- mäßig (20 Punkte)
- ausgeprägt (10 Punkte)
- sehr stark (0 Punkte)

Funktion (max. 47 Punkte)

1. Gang (max. 33 Punkte)

- Hinken (max. 11 Punkte)
- kein Hinken (11 Punkte)
- leichtes Hinken (8 Punkte)
- mäßiges Hinken (5 Punkte)
- schweres Hinken (0 Punkte)

2. Gehhilfe (max. 11 Punkten)

- keine (11 Punkte)
- Stock bei längeren Wegen (7 Punkte)
- Stock für Wohnraum (5 Punkte)
- 1 Gehstütze (3 Punkte)
- 2 Stöcke (2 Punkte)
- 2 Gehstützen (0 Punkte)

3. Gehstrecke (max. 11 Punkte)

- unbegrenzt (11 Punkte)
- 500 – 1000 m (8 Punkte)
- < 500 m (5 Punkte)
- nur im Haus (2 Punkte)
- an Stuhl und Bett gebunden (0 Punkte)

4. Aktivitäten max. 14 Punkte)

- Treppensteigen (max. 4 Punkte)
- normal (4 Punkte)
- am Geländer (2 Punkte)
- anderweitig (1 Punkt)
- nicht möglich (0 Punkte)

5. Schuhe binden (max. 4 Punkte)

- einfach möglich (4 Punkte)
- schwierig (2 Punkte)
- nicht möglich (0 Punkte)

6. Sitzen (max. 5 Punkte)

- bis zu 1 Stunde (5 Punkte)
- nur auf hohen Stühlen (3 Punkte)
- bequemes Sitzen unmöglich (0 Punkte)

7. Öffentliche Verkehrsmittel (max. 1 Punkt)

- nutzbar (1 Punkt)
- nicht nutzbar (0 Punkte)

Deformitäten (max. 4 Punkte)

1. Adduktionsstellung

< 10° (1 Punkt)

> 10° (0 Punkte)

2. Innenrotationsstellung

< 10° (1 Punkt)

> 10° (0 Punkte)

3. Beugekontraktur

< 10° (1 Punkt)

> 10° (0 Punkte)

4. Beinlängedifferenz

< 3 cm (1 Punkt)

> 3 cm (0 Punkte)

Bewegungsausmaß (max. 5 Punkte)

1. Flexion

< 90° (1 Punkt)

> 90° (0 Punkte)

2. Abduktion

< 15° (1 Punkt)

> 15° (0 Punkte)

3. Außenrotation

< 30° (1 Punkt)

> 30° (0 Punkte)

4. Innenrotation

< 15° (1 Punkt)

> 15° (0 Punkte)

5. Trendelenburg

negativ (1 Punkt)

positiv (0 Punkte)

Tab.10: Harris-Hip-Score

Beim Harris-Hip-Score werden maximal 100 Punkte vergeben, die sich auf vier Kategorien verteilen:

Schmerzen (maximale Punktzahl 44 Punkte)

Funktion (maximale Punktzahl 47 Punkte)

Gang (maximale Punktzahl 33 Punkte)

Aktivität (maximale Punktzahl 14 Punkte)

Deformitäten (maximale Punktzahl 4 Punkte)

Bewegungsausmaß (maximale Punktzahl 5 Punkte).

Die Bewertung der Ergebnisse erfolgt nach folgendem Schema (1):

Punktzahl	Bewertung des Ergebnisses
90 – 100 Punkte	Ausgezeichnetes Ergebnis
80 – 89 Punkte	Gutes Ergebnis
70 – 79 Punkte	Zufriedenstellendes Ergebnis
< 70 Punkte	Schlechtes Ergebnis

Tab.11: Bewertung des Harris-Hip-Scores

Der Schwerpunkt (91,0 Prozent) des Harris-Hip-Scores liegt auf der subjektiven Beurteilung von Schmerz und Funktion mit den Unterpunkten Gangbild und Aktivität. Der objektive Anteil bei der Beurteilung von Deformität und Bewegungsausmaß liegt bei 9,0 Prozent.

Der Merle-d'Aubigné-und Postel-Score ist ein anderer weitverbreiteter Score in der Hüftendoprothetik. Er beinhaltet eine ausgewogenen Beurteilung mit jeweils 6 Punkten in den Kategorien Schmerz, Beweglichkeit und Gehfähigkeit (Tabelle 12) (128).

Merle d'Aubigné und Postel-Score

I. Schmerzen (max.6 Punkte)

- intensiver Dauerschmerz (0 Punkte)
- häufig auch nachts (1 Punkt)
- verhindert jede Aktivität (2 Punkte)
- tolerabel, schränkt Aktivität ein (3 Punkte)
- Schmerzen verschwinden in Ruhe (4 Punkte)
- leichte Schmerzen, nicht permanent, normale Aktivität (5 Punkte)
- keine Schmerzen (6 Punkte)

II. Beweglichkeit (max.6 Punkte)

- Ankylose mit schlechter Position der Hüfte (0 Punkte)
- keine Bewegung, leichte Deformität (1 Punkt)
- Flexion $<40^\circ$ (2 Punkte)
- Flexion 40° - 60° (3 Punkte)
- Flexion 60° - 80° (4 Punkte)
- Flexion 80° - 90° ,Abduktion mind. 15° (5 Punkte)
- Flexion $> 90^\circ$, Abduktion mind. 30° (6 Punkte)

III. Gehfähigkeit (max.6 Punkte)

- unfähig zu gehen (0 Punkte)
- nur mit Rollator (1 Punkt)
- nur mit UA-Gehhilfe (2 Punkte)
- nur einer UA-Gehhilfe <1 (3 Punkte)
- längere Zeit mit Stock (4 Punkte)
- ohne Stock mit leichtem Hinken (5 Punkte)
- normal (6 Punkte)

Tab.12: Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score

Die Objektivität beträgt 34 Prozent, die Subjektivität 66 Prozent. Maximal können 18 Punkte erreicht werden, die sich auf folgende Kategorien verteilen:

Schmerz (maximale Punktzahl: 6 Punkte)

Beweglichkeit (maximale Punktzahl: 6 Punkte)

Gehfähigkeit (maximale Punktzahl: 6 Punkte)

Das funktionelle Ergebnis errechnet sich aus der Summe für den Bereich Schmerz und Gehfähigkeit (128).

Punkte	Ergebnis
11-12 Punkte	Sehr gutes Ergebnis
10 Punkte	Gutes Ergebnis
9 Punkte	Mittelmäßiges Ergebnis
8 Punkte	Ausreichendes Ergebnis
< 7 Punkte	Schlechtes Ergebnis

Tab.13: Bewertung des Merle-d`Aubigné-und-Postel-Score

11.9.1 Radiologische Auswertung

Neben der klinischen Untersuchung wurden Röntgenaufnahmen der jeweiligen Hüfte in zwei Ebenen (anterior-posterior und axial nach Lauenstein) als lange Aufnahmen angefertigt. Damit konnten eventuelle Veränderungen der Prothesenlage, Lockerungszeichen oder Implantatmigrationen rechtzeitig erfasst werden. Gleichzeitig konnten auch evtl. auftretende heterotope Ossifikationen und Knochendichteveränderungen dokumentiert werden. Anhand der Röntgenbilder wurden der projizierte CCD-Winkel und das „Offset“ in Bezug auf die mediale Resektionskante gemessen. Die Standardisierung der Röntgenaufnahmen erfolgte durch die Lagerung des betroffenen Beines in der horizontalen Kunststoffschiene.

11.9.2 Äquidensitometrische Auswertung

Nach jeder künstlichen Gelenkimplantation ist die jeweilige periimplantationäre Reaktion des Knochengewebes im postoperativen Verlauf von großem Interesse (18). Nach neuestem Stand der Technik könnte das mit der DEXA-Methode (Dual Energy X-Ray Absorptiometrie) mit quantitativem Massengut der Knochendichte bewerkstelligt werden. Bei der DEXA-Methode wird die Abschwächung von ionisierender Strahlung gemessen und daraus der Knochendichtewert errechnet. Leider steht bislang nur diese

Möglichkeit zur Verfügung. Deshalb muss gefragt werden, ob überhaupt eine quantitative Messmöglichkeit erforderlich ist.

Unseres Erachtens sind periimplantäre Knochendichteveränderungen durch semiquantitative Beurteilung durchaus aussagekräftig. Hier steht die sog.

Äquidensitometrie zur Verfügung.

Zur Standardisierung der Röntgen-Aufnahmen wurden bei allen Aufnahmen die Stufenkeile aus Aluminium als Graureferenzwert mitgeröntgt. Diese Röntgenbilder bildeten die Grundlage für die Äquidensitometrie, die am Anatomischen Institut der Universität Köln durch Prof. Köbke durchgeführt wurde.

Die Röntgenbilder wurden auf einen Lichtkasten gelegt, über dem eine CCD-Kamera platziert war. Lage und Helligkeit der Bilder konnten mit-Hilfe eines Schwarz-Weiß-Monitors überprüft werden. Anschließend wurden die Bilder mit-Hilfe eines Bildanalysesystems ausgewertet. Die Aluminiumtreppe erlaubt die Zuordnung einzelner Dichtestufen (Graustufen) zu einer bestimmten Schichtdicke Aluminiumäquivalent in mm. Der Begriff Dichte steht für Zonen gleicher Schwärzung im Röntgenbild und ihre Verteilung in mm Aluminium. Die Farbskala enthält blaue, grüne, gelbe, rote und schwarze Elemente, wobei die Farbe „blau“ Zonen geringster und die Farben „rot“ oder „schwarz“ Zonen höchster Dichte anzeigen. Die unterschiedliche Schwärzung sowie die Grauwerte des Röntgenbildes werden von der Absorptionsfähigkeit des Knochens beeinflusst, die wiederum von der Dichte und der Menge des bestrahlten Knochenmaterials abhängt (66, 124, 147). Folgende Farbaluminiumäquivalente liegen der äquidensitometrischen Auswertung zugrunde:

Farbe	Mm Aluminium
Dunkelblau	0,50
Hellblau	0,75
Grün	1,00
Gelb	1,50
Rot	2,00
Schwarz	2,50

Tab.14: Farb-Aluminium- Äquivalente

11.9.3 Beurteilung der periprotetischen Knochenveränderungen

Die Implantation des Prothesenschaftes im proximalen Femuranteil ändert nicht nur die Druckkräfte im Bereich des Femurschaftes, sondern es erfolgt auch das Knochenremodelling in der Prothesenumgebung (51, 230). Die größte Bedeutung haben die präoperative Knochendichte und Größe des Prothesenschaftes. In den meisten Fällen kommt es im Laufe der Zeit, besonders nach zementfreier Protheseimplantation, zum progressiven Knochenverlust im proximalen Femurbereich (6, 18, 28). Die Knochendichte wurde im Femurschaft nach zementfreier Implantation der Prothese vom Typ NANOS am Muskel-Knochen-Modell mittels DEXA-Methode im Zentrum für Muskuloskeletal-Chirurgie der CHARITÉ in Berlin bestimmt (225). Die Ergebnisse zeigt die folgende Abbildung (vgl. Abb.21).

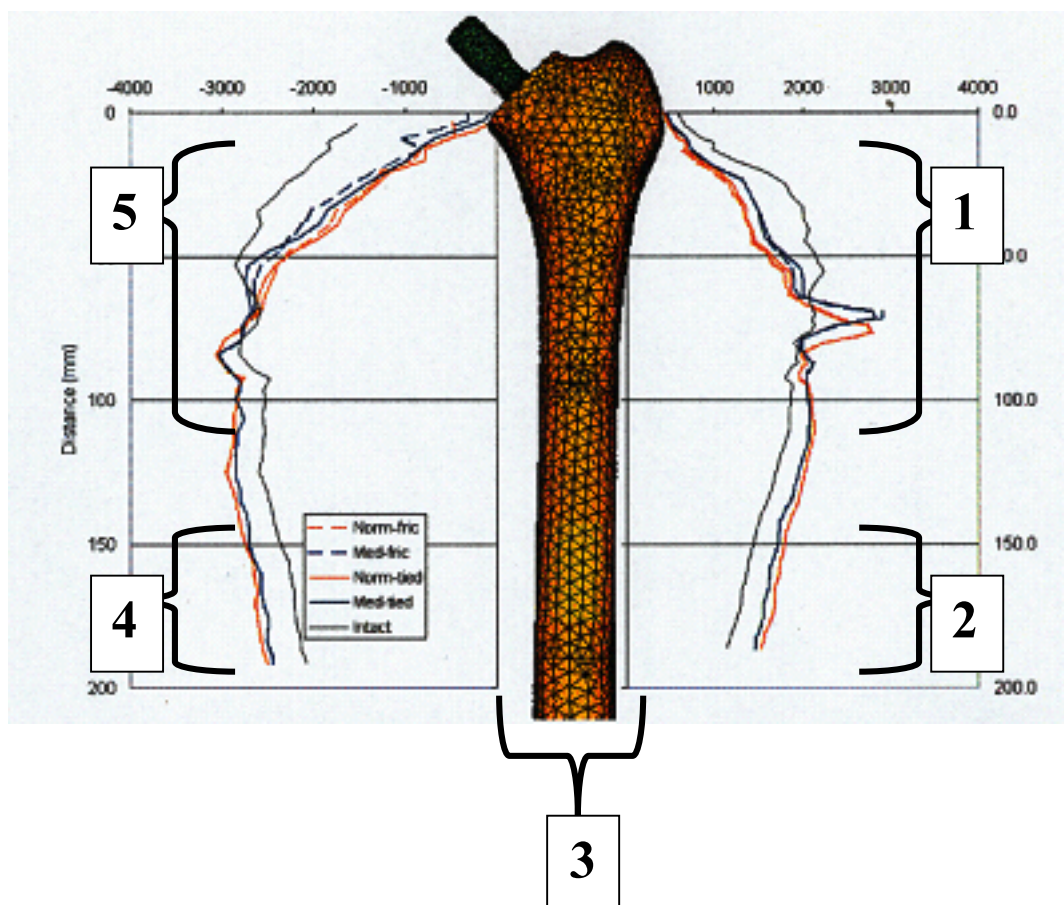


Abb.21: Die Hauptkraftverteilung an der medialen und lateralen Kortikalis. Die mediale Schaftkortikalis steht unter Kompression, im Gegensatz zur lateralen Kortikalis, die bei

Belastung meistens unter Zugbelastung steht. Nach der Schaftimplantation wurden drei verschiedene Zustände beurteilt: „intact“ heißt, es wirken keine Kräfte am Prothesenschaft, „fric“ zeigt die Kompression und „tied“ die Distraction. Es wurden zwei Schaftmodelle eingesetzt: „Norm“, das typische NANOS-Modell, und „med“, die atypische NANOS-Prothese mit medialer Abweichung der Prothesenspitze. Die nachweisbare Krafteinleitung nimmt bis zur Prothesenspitze zu, der distale „Peak“ auf der lateralen Seite ist durch die Anlagerung der Prothesenspitze an der lateralen Kortikalis begründet. Danach nimmt die Krafteinleitung in den Oberschenkelchaft kontinuierlich ab (225).

Aufgrund der vorgestellten Hauptkraftverteilung im Oberschenkelchaft sowie geringerer Prothesenschaftlänge wurden die periprotetischen Knochenanteile statt in sieben Zonen (nach Gruen) in fünf (80) eingeteilt (vgl. Abb.22). Anhand dieser Einteilung erfolgt die Beschreibung der postoperativen radiologischen Veränderungen und der äquidensitometrischen Befunde.

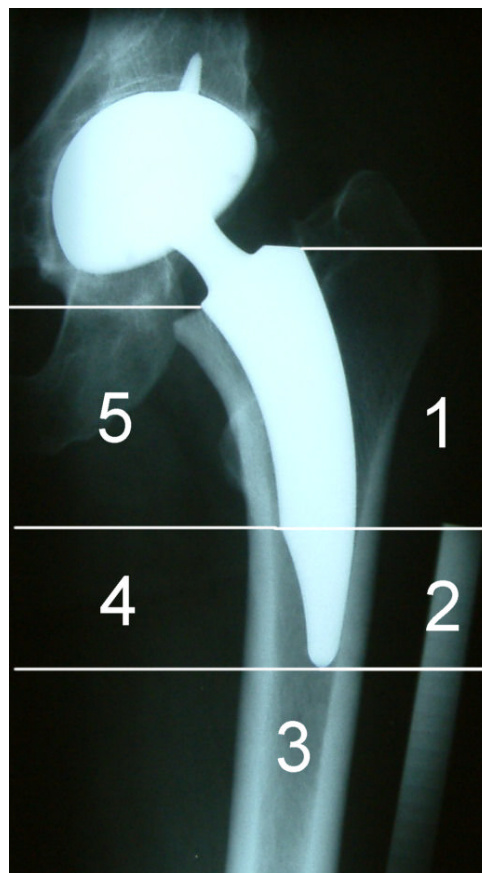


Abb.22: Schaft-Zonen-Einteilung nach Gruen et al. (modif. nach Fuchs et al, 80)

12. ERGEBNISSE

Ziel der operativen Therapie ist eine schmerzfreie Hüfte, die kräftig und beweglich genug ist, eine relativ normale Funktion und Aktivität zu gewährleisten. Die Beurteilung der Ergebnisse erfolgte unter Verwendung der vorher beschriebenen modifizierten Harris-Hip- und Merle-d'Aubigné-und-Postel-Scores, der radiologischen und äquidensitometrischen Auswertung und der subjektiven Zufriedenheit. Zusätzlich wurden anhand der Röntgenaufnahmen Strukturkriterien, Migrations- und Lockerungszeichen, evtl. auftretende heterotope Ossifikationen sowie Veränderungen des CCD-Winkels und des „Offset“ dokumentiert.

12.1 Score-Bewertung

12.1.1 Harris-Score

12.1.1.1 Schmerz

Die Patienten wurden prä- und postoperativ anhand des Harris-Hip-Score (HHS) zu ihrer subjektiven Einschätzung des Schmerzes befragt. Für das Kriterium Schmerz werden maximal 44 Punkte vergeben. Bei allen Patienten zeigte sich eine deutliche Verringerung der Schmerzsymptome nach der operativen Versorgung. Präoperativ wurden durchschnittlich 22,0 Punkte (min. 10, max. 30) erreicht. Die meisten Patienten schätzten präoperativ ihre Schmerzen als „mäßig“ ein. Postoperativ (p.o.) zeigte sich eine deutliche Besserung der Beschwerden, sodass nach 12 Monaten ein Mittelwert von 42,0 Punkten (min. 30, max. 44) errechnet werden konnte. Das entspricht einer Verbesserung um 190 Prozent.

Nach zwei Jahren zeigte das Patientengut eine durchschnittliche Punktzahl von 43,0 Punkten (min. 40, max. 44). Im Vergleich zur Ein-Jahres-Kontrolle war eine geringe Zunahme der Punktzahl um 2 Prozent festzustellen, von durchschnittlich 42,0 Punkten auf 43,0 Punkte. Das lag zum Teil daran, dass nach zwei Jahren die Schmerzen kritischer als nach einem Jahr eingeschätzt wurden.

Besserung der Schmerzen im HHS					
präoperativ n=40	min.10	max.30	durch.22		
12 Monate n=17	min.30	max.44	durch.42	Verbesserung	190%
24 Monate n=7	min.40	max.44	durch.43	Verbesserung	2%

Tab.15: Schmerzen präoperativ und Besserung der Schmerzen 12 Monate p.o. und 24 Monate p.o.

Schmerzcharakter		Punktzahl	Präoperativ		12 Monate		24 Monate	
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	
Schmerzfrei	44	0	0	13	76	6	85,7	
Leicht	40	0	0	3	18	1	14,3	
Manchmal	30	9	22,5	1	6	0	0	
Mäßig	20	29	72,5	0	0	0	0	
Ausgeprägt	10	2	5	0	0	0	0	
Sehr stark	0	0	0	0	0	0	0	
Summe		40	100	17	100	7	100	

Tab.16: Schmerzcharakter präoperativ, 12 Monate p.o. und 24 Monate p.o.

Besserung der Schmerzen im HHS 12 Monate nach der Operation

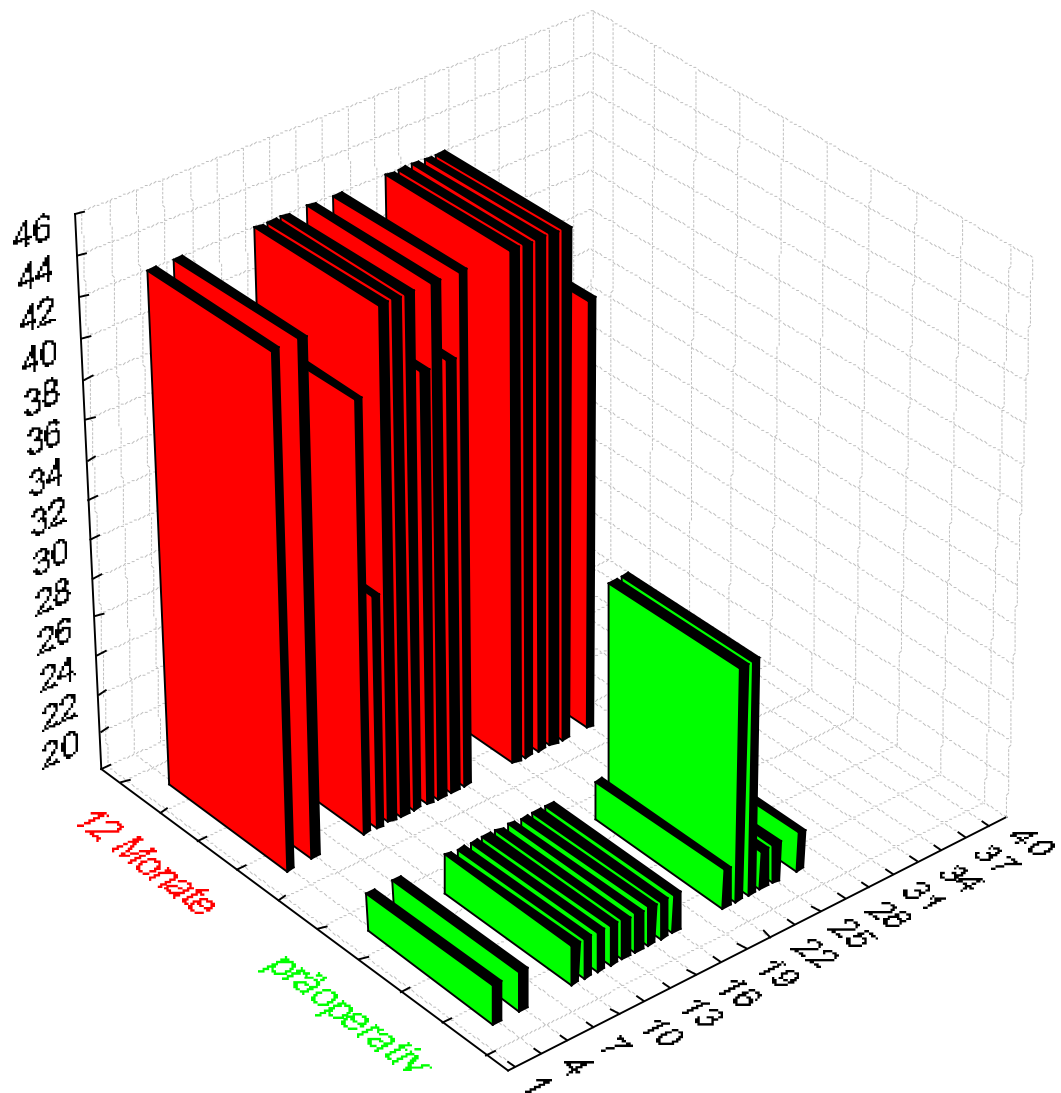


Abb.23: Schmerzen präoperativ (n=40) und Besserung der Schmerzen 12 Monate (n=17) nach der Operation im HHS

Besserung der Schmerzen im HHS 24 Monate nach der Operation

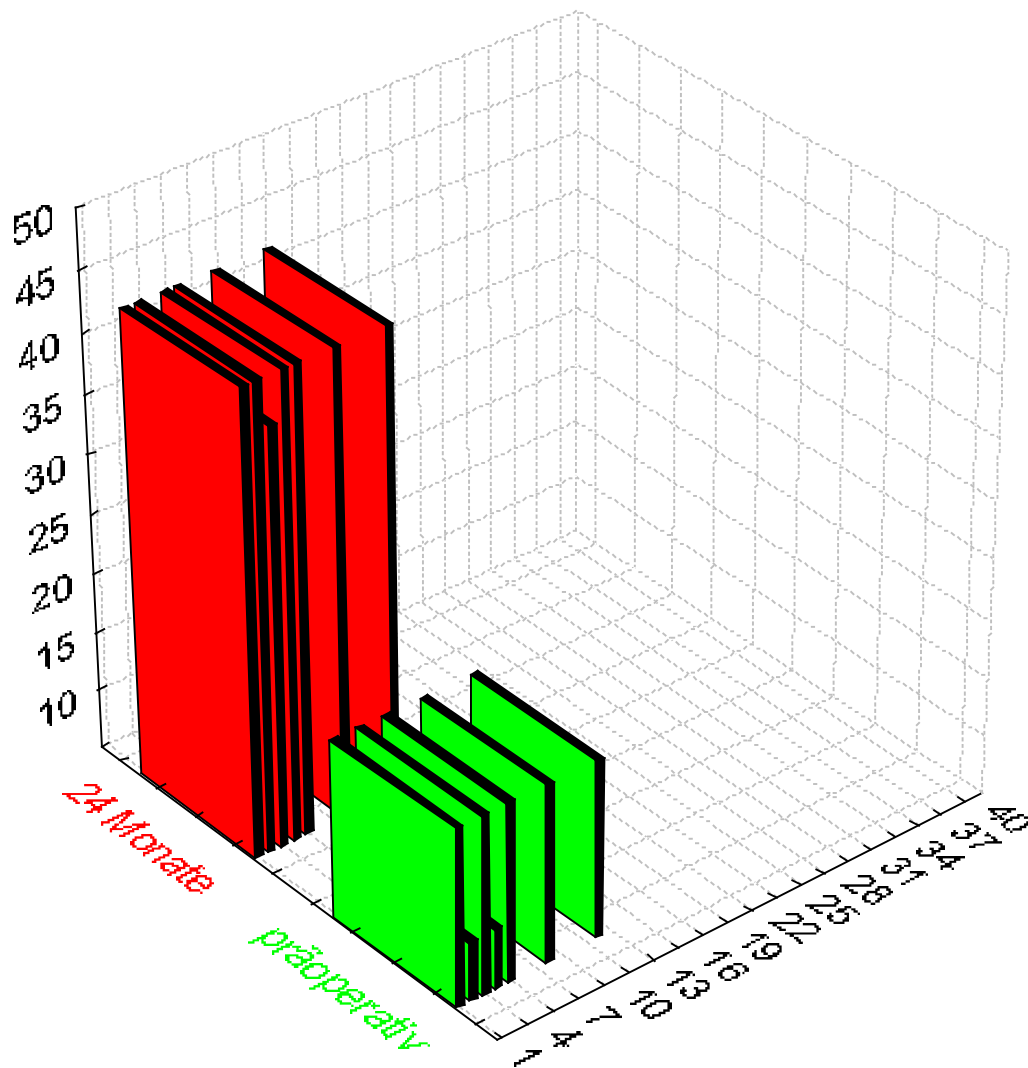


Abb.24: Schmerzen präoperativ (n=40) und Besserung der Schmerzen 24 Monate (n=7) nach der Operation im HHS

12.1.1.2 Funktion

In den Bereich Funktion fließen die Gehstrecke, der Gebrauch von Gehhilfen und ein eventuell hinkendes Gangbild ein. Auch hier ist die Punktverteilung relativ subjektiv. Gehen ist eine wichtige Funktion für die Patienten. Die Gehfähigkeit ist von Schmerz, Muskelkraft und Beweglichkeit der Hüfte abhängig. Die volle Punktzahl von 33 Punkten wird vergeben, wenn keine Einschränkung der Gehfähigkeit besteht. Präoperativ erreichten die Patienten nach dem Harris-Hip-Score einen Mittelwert von 22,0 Punkten (min. 9, max. 30). Nach einem Jahr kam es zu einer deutlichen Verbesserung der Funktion mit einem durchschnittlichen Wert von 32,0 Punkten (min. 24, max. 33). Das entspricht einem durchschnittlichen Punktgewinn von 145,0 Prozent. Nach 24 Monaten war eine weitere Steigerung um 1,0 auf durchschnittlich 33,0 (min. 33, max. 33) Punkte festzustellen. Das entspricht nochmals einer Zunahme um 3,0 Prozent im Vergleich zur präoperativen Situation.

Funktion im HHS					
präoperativ n=40	min.9	max.30	durch.22		
12 Monate n=17	min.24	max.33	durch.32	Verbesserung	145%
24 Monate n=7	min.33	max.33	durch.33	Verbesserung	3%

Tab.17: Funktion präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS

Funktion präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS

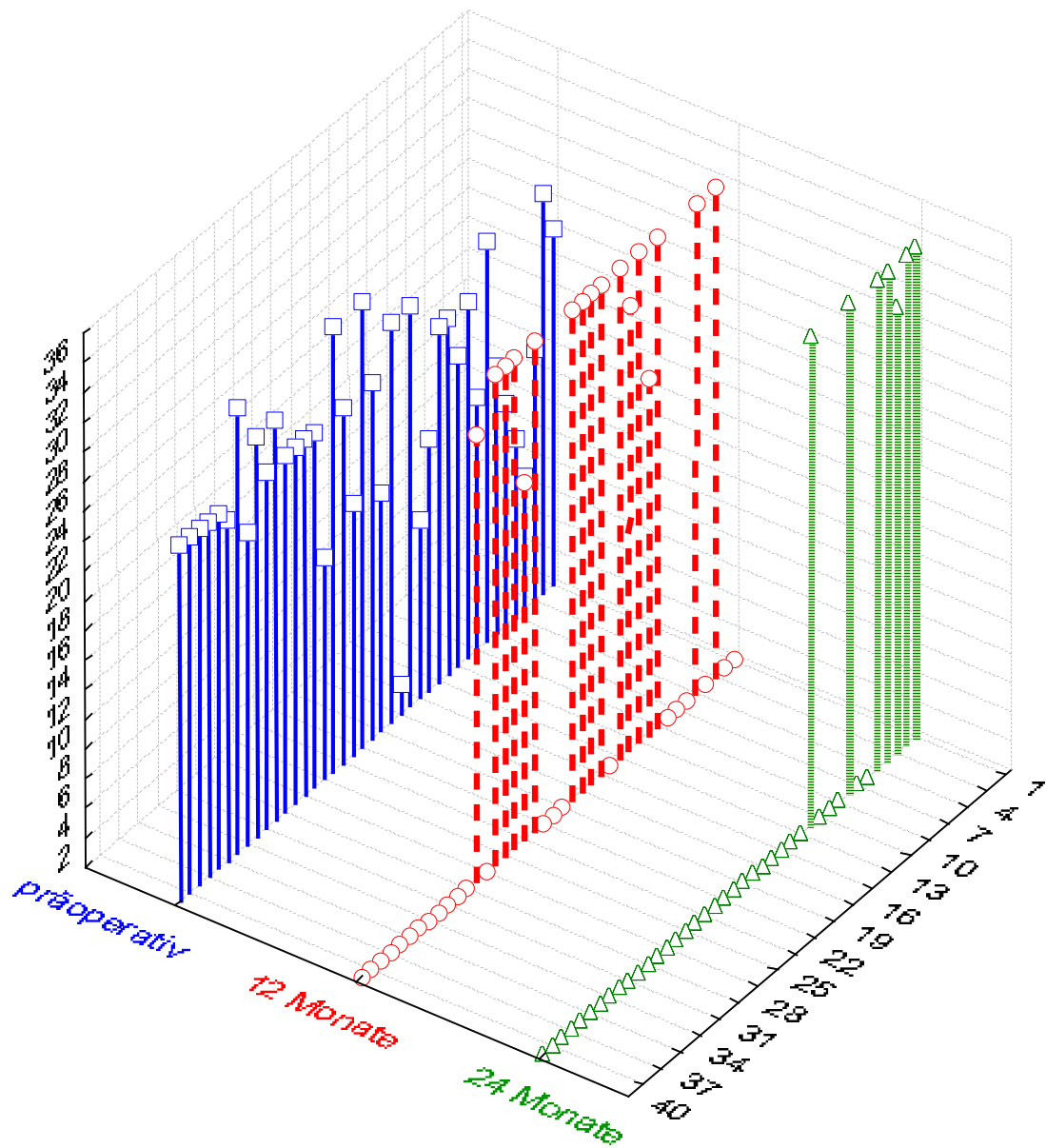


Abb.24: Funktion präoperativ (n=40), 12 Monate (n=17) und 24 Monate (n=7) nach der Operation im HHS

11.1.1.3 Aktivität

In der Rubrik Aktivität werden alltägliche Bewegungsmuster wie z. B. Treppensteigen, Sitzen o.ä. bewertet. Hierbei kann indirekt die Hüftfunktion beurteilt werden.

Andererseits zeigen diese Aktivitäten, wie stark die Hüfte belastet wird. Die Möglichkeit, die Füße zu erreichen, um z.B. Schuhe zu binden, ist eine wichtige alltägliche Funktion für den Patienten. Die Fähigkeit, Treppen zu steigen oder öffentliche Verkehrsmittel zu benutzen, ist eine indirekte Anzeige für die Muskelkraft und Schmerzen in der Hüfte. Die Möglichkeit, bequem zu sitzen bzw. von einem Stuhl aufzustehen, dient indirekt zur Einschätzung der Muskelkraft, der Beweglichkeit und des Schmerzes.

Im Bereich Aktivität können max.14 Punkte erreicht werden, wenn keine Einschränkungen im Alltag auftreten. Präoperativ zeigten die Patienten vor allem in den Bereichen „Treppensteigen“ und „Schuhe binden“ eine deutliche Einschränkung. Durchschnittlich wurden präoperativ 7,7 Punkte (min. 2, max. 14) erreicht. Nach 12 Monaten errechnete sich ein Durchschnittswert von 13,0 Punkten (min. 7, max. 14), was einer Verbesserung gegenüber der präoperativen Situation um 169,0 Prozent entspricht. Nach 24 Monaten zeigte sich eine Steigerung um 0,2 Punkte (min.12 max.14). Im Vergleich zum Ergebnis bei der Ein-Jahres-Kontrolle ergibt sich nochmals eine Zunahme von 1,5 Prozent.

Aktivität im HHS					
präoperativ n=40	min.2	max.14	durch. 7,7		
12 Monate n=17	min.7	max.14	durch.13	Verbesserung	169%
24 Monate n=7	min.12	max.14	durch.13,2	Verbesserung	1.5%

Tab.18: Aktivität präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS

Aktivität präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS

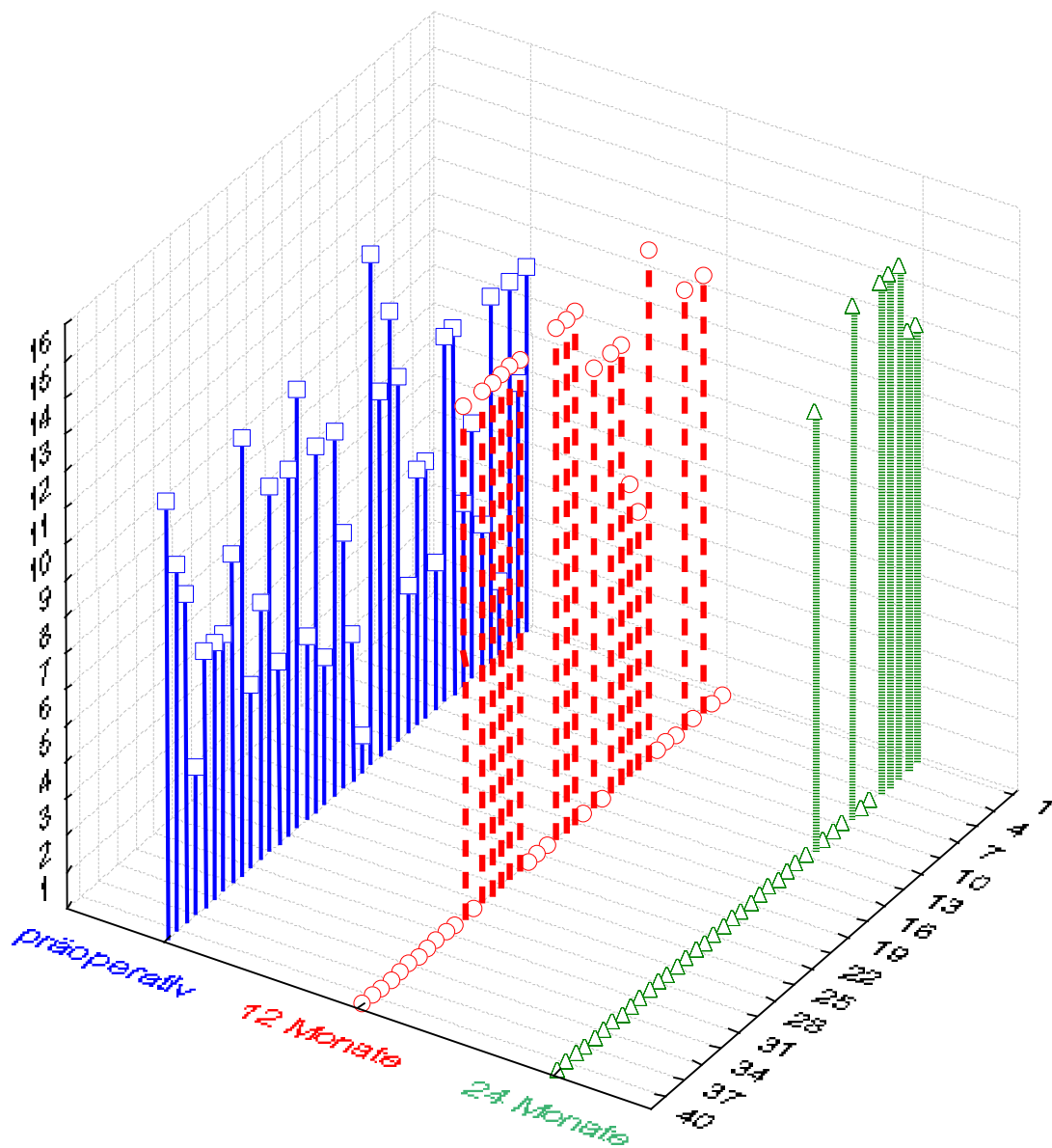


Abb.25: Aktivität präoperativ (n=40), 12 Monate (n=17) und 24 Monate (n=7) nach der Operation im HHS.

12.1.1.4 Deformität

In diesem Bereich wurden gemäß der Harris-Score-Einteilung Fehlstellungen der Hüfte und Beinlängendifferenzen >3 cm berücksichtigt. Insgesamt zeigten sich postoperativ im Vergleich zur Ausgangssituation auch große Veränderungen. Bei einer maximalen Punktzahl von 5 wurden präoperativ durchschnittlich 2,9 Punkte (min. 2, max. 4), nach einem Jahr 3,7 Punkte (min. 2, max. 4) und nach zwei Jahren 4,0 Punkte (min. 2, max. 4) erreicht. Prozentual verbesserte sich der Punktwert in diesem Bereich nach 12 Monaten um 127,0 Prozent. Diese großen Unterschiede im Vergleich zur präoperativen Situation erklären sich u.a. dadurch, dass die Beinlängendifferenz mit > 3 cm und ≤ 3 cm einen sehr großen Spielraum erlaubt, weshalb große Veränderungen weniger ins Gewicht fallen.

Deformität im HHS					
präoperativ n=40	min.2	max.4	durch. 2,9		
12 Monate n=17	min.2	max.4	durch.3,7	Verbesserung	127%
24 Monate n=7	min.4	max.4	durch.4	Verbesserung	8%

Tab.19: Deformität präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS.

12.1.1.5 Bewegungsausmaß

Bei der klinischen Untersuchung der Beweglichkeit wurde die Hüfte flektiert, abduziert sowie außen- und innenrotiert. Zusätzlich wurde geprüft, ob der Patient ein positives Trendelenburg-Zeichen als Ausdruck einer ungünstigen Geometrie der Hüfte und/oder eine Insuffizienz der Abduktoren zeigt. Die maximale Punktzahl 5 wird vergeben, wenn der Patient eine Flexion $>90^\circ$, eine Abduktion $>15^\circ$, eine Außenrotation $>30^\circ$, eine Innenrotation $>15^\circ$ zeigt und der Trendelenburg-Test negativ ausfällt. Der präoperative Wert betrug durchschnittlich 2,2 Punkte (min. 0, max. 5). Nach der endoprothetischen Versorgung kam es zu einer deutlichen Verbesserung der Hüftbeweglichkeit. Nach einem Jahr erreichten die Patienten durchschnittlich 3,8 Punkte (min. 1, max. 5), was einer Steigerung um 100,0 Prozent entspricht.

Im Rahmen der Zwei-Jahres-Kontrolle konnten durchschnittlich 3,7 Punkte (min. 1,

max.5), nach 12 Monaten durchschnittlich 3,5 Punkte (min. 2, max. 5) erreicht werden. Präoperativ zeigten 22 Patienten (55,0 Prozent), postoperativ noch 14 Patienten (35,0 Prozent) ein positives Trendelenburg-Zeichen, wobei man den relativ hohen Anteil angeborener Hüftdysplasien mit den entsprechenden Ausgangsdiagnosen berücksichtigen muss.

Bewegungsausmaß im HHS					
präoperativ n=40	min.1	max.5	durch. 2,2		
12 Monate n=17	min.2	max.5	durch.3,5	Verbesserung	159%
24 Monate n=7	min.2	max.5	durch.3,6	Verbesserung	2,8%

Tab.20: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS.

Bewegungsausmaß Punktzahl Präoperativ Präoperativ 12 Monate 12 Monate 24 Monate 24 Monate							
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %
Flexion >90°	1	31	77,5	16	94,1	7	100
Abduktion >15°	1	31	77,5	16	94,1	7	100
Außenrotation >30°	1	10	25	7	41,1	7	100
Innenrotation >15°	1	3	7,5	5	29,4	1	14,2

Tab.21: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im HHS.

12.1.1.6 Gesamtauswertung Harris-Hip-Score (n=40)

Die Gesamtauswertung ergab präoperativ einen durchschnittlichen Punktwert von 56,65 (min. 25, max. 78), nach 12 Monaten von 93,7 (min. 67, max. 99). Dies entspricht einer Gesamtveränderung um 37,05 Punkte, also einer Steigerung um 165,4 %.

Nach 24 Monaten wurden durchschnittlich 96,8 Punkte (min. 95, max. 99) erreicht. Im Vergleich zur 12-Monats-Kontrolle ist eine Zunahme von 3,1 Punkten (3,3 Prozent) festzustellen.

Gesamtauswertung im Harris-Hip-Score (n=40)

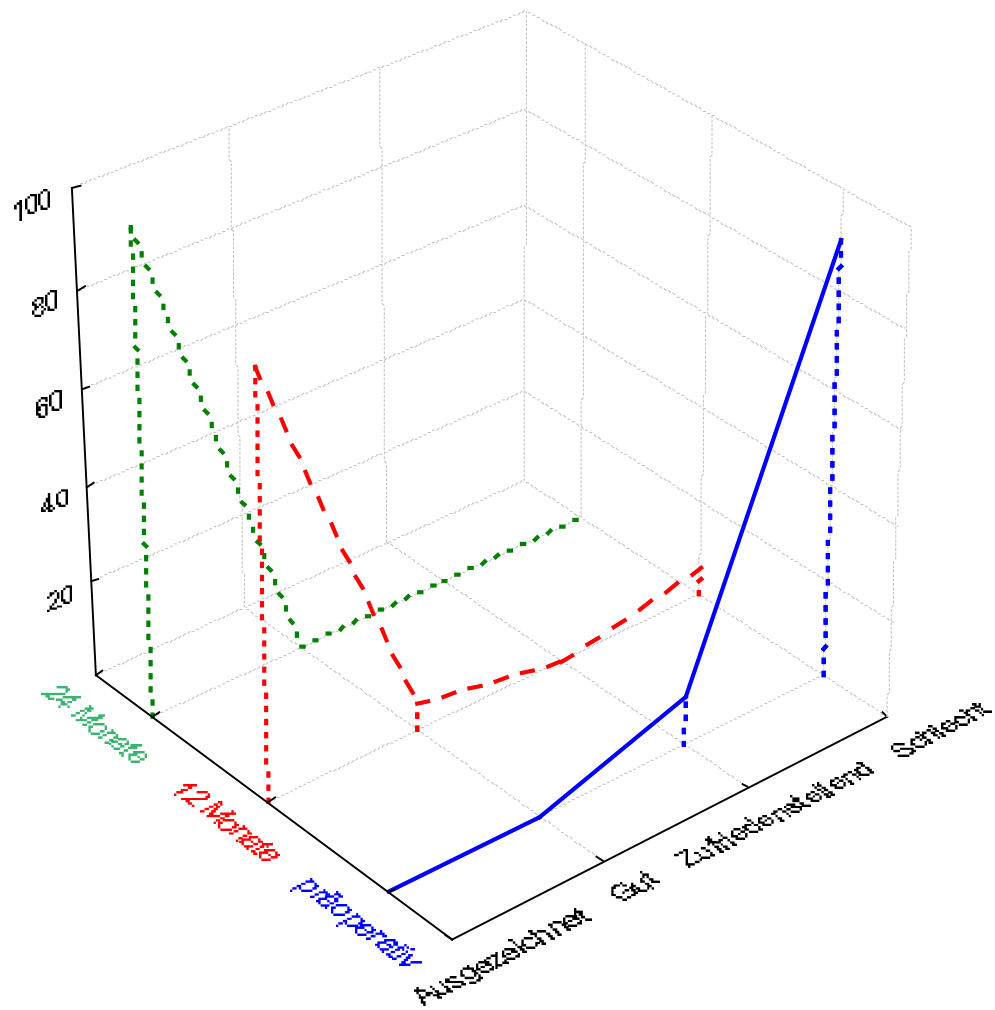


Abb.26: Beurteilung der Ergebnisse Harris-Hip-Score präoperativ (n=40), 12 Monate (n=17) und 24 Monate (n=7) nach der Operation.

Gesamtauswertung im HHS					
präoperativ n=40	min.25	max.78	durch.56,65		
12 Monate n=17	min.67	max.100	durch.93,7	Verbesserung	165,4%
24 Monate n=7	min.95	max.99	durch.96,8	Verbesserung	3,3%

Tab.22: Tabellarische Gesamtauswertung nach dem Harris-Hip-Score

Beurteilung	Punktzahl	präoperativ		12 Monate		24 Monate	
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %
Ausgezeichnet	90-100	0	0	15	88,2	7	100
Gut	80-89	0	0	1	5,8	0	0
Zufriedenstellend	70-79	4	10	0	0,00	0	0
Schlecht	<70	36	90	1	5,8	0	0

Tab.23: Beurteilung der Ergebnisse nach dem Harris-Hip-Score

Harris-Hip-Score präoperativ und 12 Monate nach der Operation

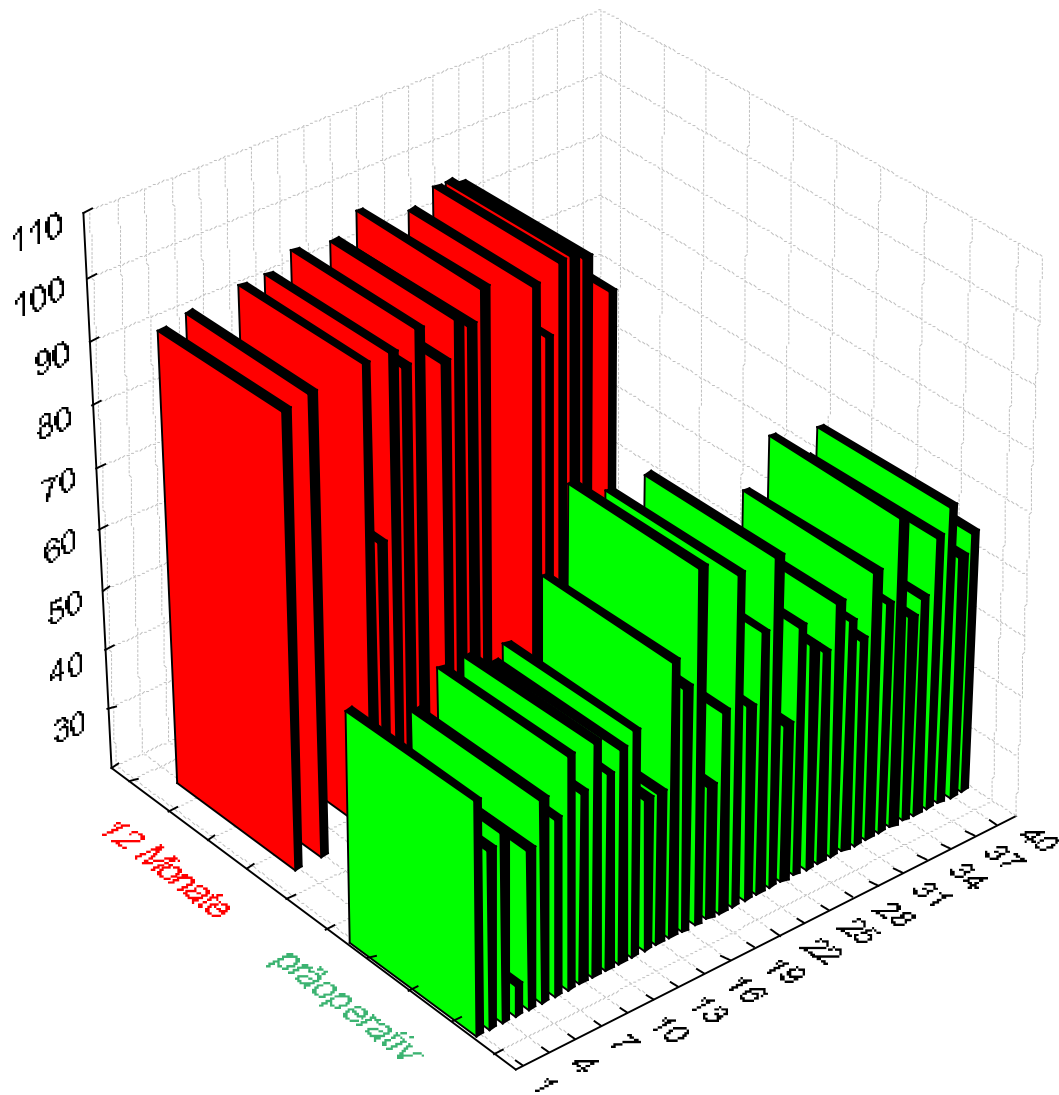


Abb.27: Grafische Darstellung der Beurteilung des Harris-Hip-Score präoperativ (n=40) und 12 Monate (n=17) nach der Operation

Harris-Hip-Score präoperativ und 24 Monate nach der Operation

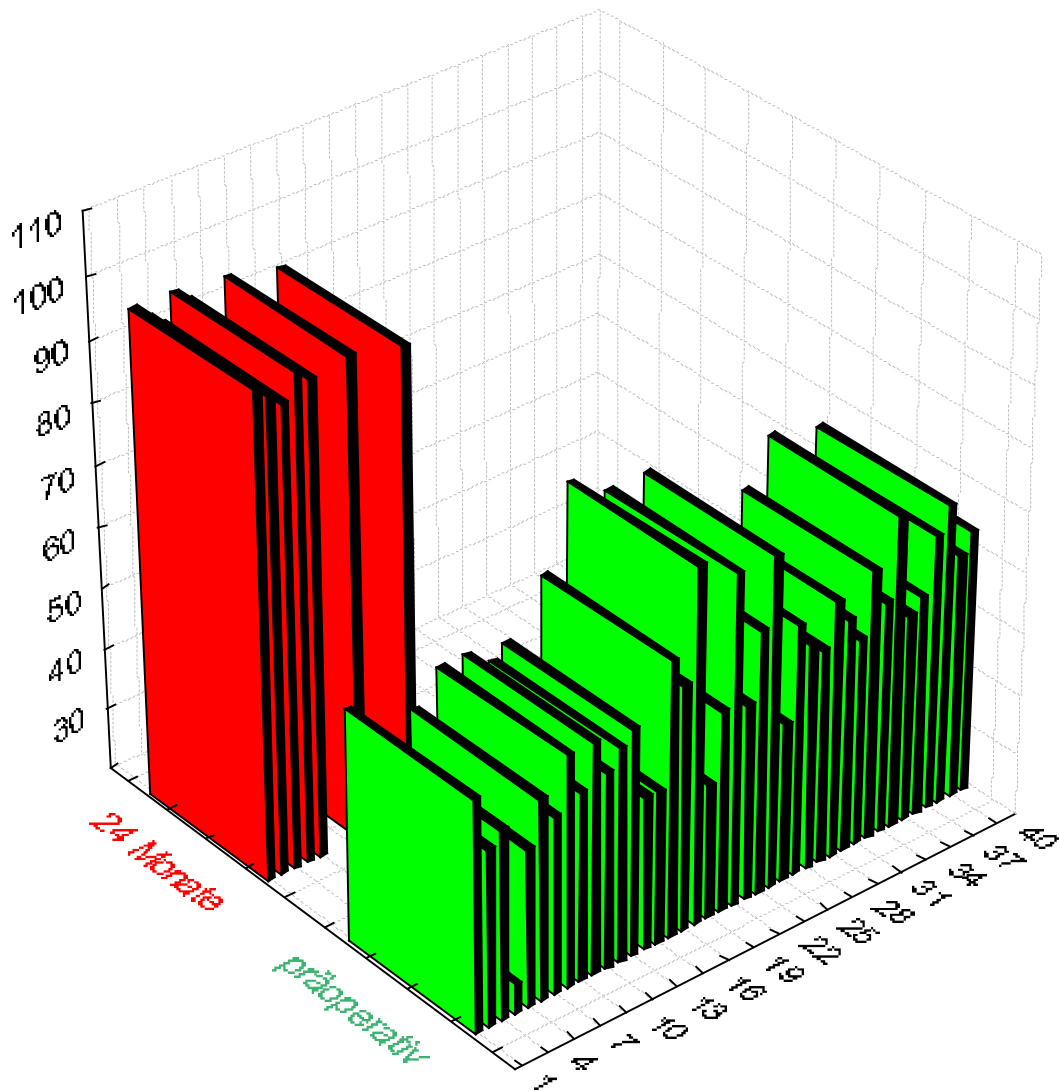


Abb.28: Grafische Darstellung der Beurteilung des Hip-Harris-Score präoperativ (n=40) und 24 Monate (n=7) nach der Operation.

12.1.2 Score nach Merle d'Aubigné und Postel

Beim Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score (MAPS) werden die Bereiche Schmerz, Beweglichkeit des Hüftgelenkes und die Gehfähigkeit bewertet.

12.1.2.1 Schmerz

Präoperativ zeigt dieser Score im Bereich Schmerz einen durchschnittlichen Wert von 2,0 Punkten (min. 1, max. 3). Postoperativ zeigte die Ein-Jahres-Kontrolle eine durchschnittliche Zunahme des Mittelwertes auf 4,6 Punkte (min. 2, max. 6). Im Vergleich zum präoperativen Ausgangswert von 2,0 Punkten erhöhte sich die Punktzahl um 230,0 Prozent. Im Rahmen der Zwei-Jahres-Kontrolle veränderte sich der Mittelwert um 0,9 Punkte (19,5 Prozent) auf 5,5 Punkte (min. 3, max. 6).

Schmerzen (MAPS)					
präoperativ	min.1	max.3	durch.2,0		
12 Monate	min.2	max.6	durch.4,6	Verbesserung	230,0 Prozent
24 Monate	min.3	max.6	durch.5,5	Verbesserung	19,5 Prozent

Tab.24: Schmerzen präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im MAPS.

Schmerzcharakter	Punkt Präoperativ			12 Monate		24 Monate	
	zahl	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	Absolut	relativ in %
Intensiver Dauerschmerz	0	0	0	0	0	0	0
Häufig auch nachts	1	4	10	0	0	0	0
Verhindert jede Aktivität	2	29	72,5	1	5,8	0	0
Tolerabel, schränkt Aktivität ein	3	7	17,5	0	0	0	0
Schmerzen verschwinden in Ruhe	4	0	0	4	23,7	0	0
Leichte Schmerzen	5	0	0	12	70,5	1	14,3
Keine Schmerzen	6	0	0	0	0	6	85,7
Summe		40	100	17	100	7	100

Tab.25: Schmerzcharakter präoperativ, 12 Monate und 24 Monate nach der Operation im MAPS.

Schmerzen präoperativ und Besserung der Schmerzen 12 Monate nach der Operation im Merle d'Aubigné-und Postel-Score

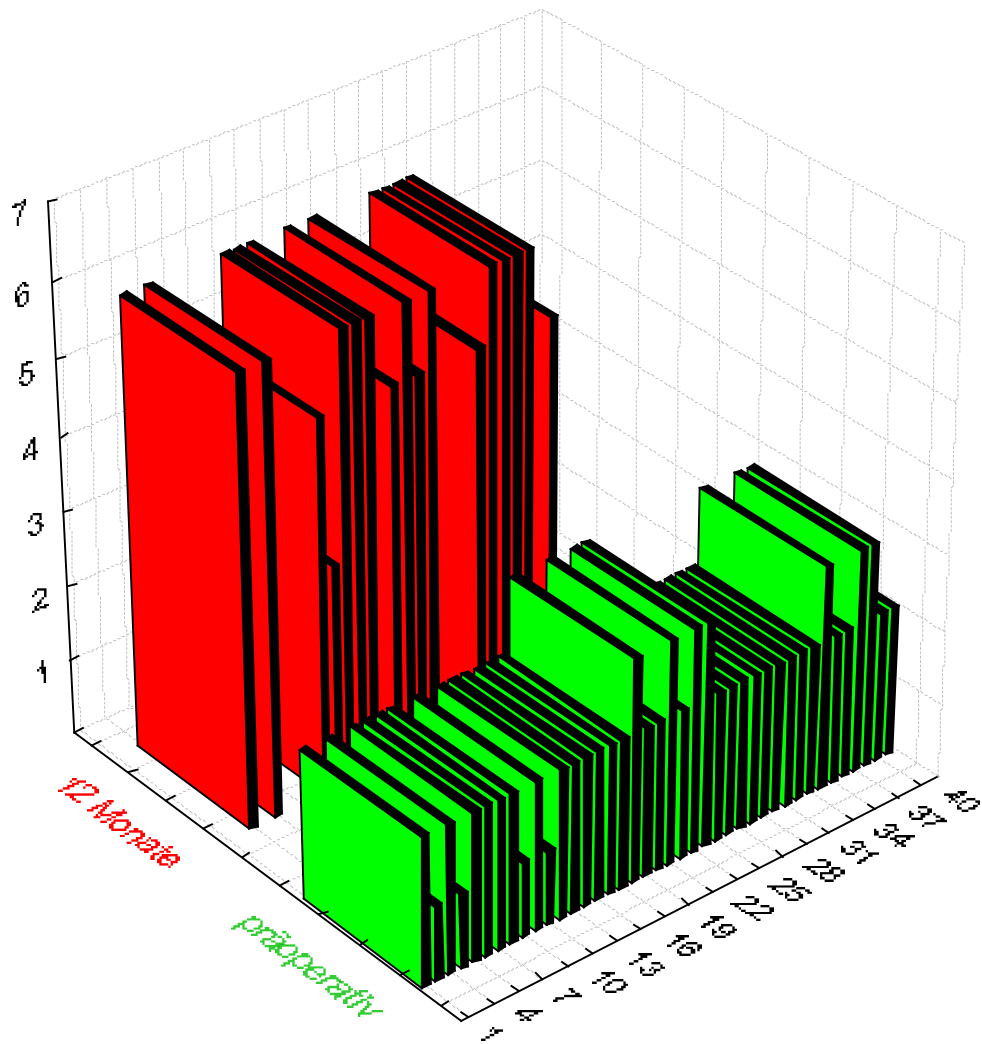


Abb.29: Grafische Darstellung: Schmerzen präoperativ (n=40) und Besserung der Schmerzen 12 Monate (n=17) nach der Operation im MAPS

Schmerzen präoperativ und Besserung der Schmerzen 24 Monate nach der Operation im Merle d'Aubigné- und Postel-Score

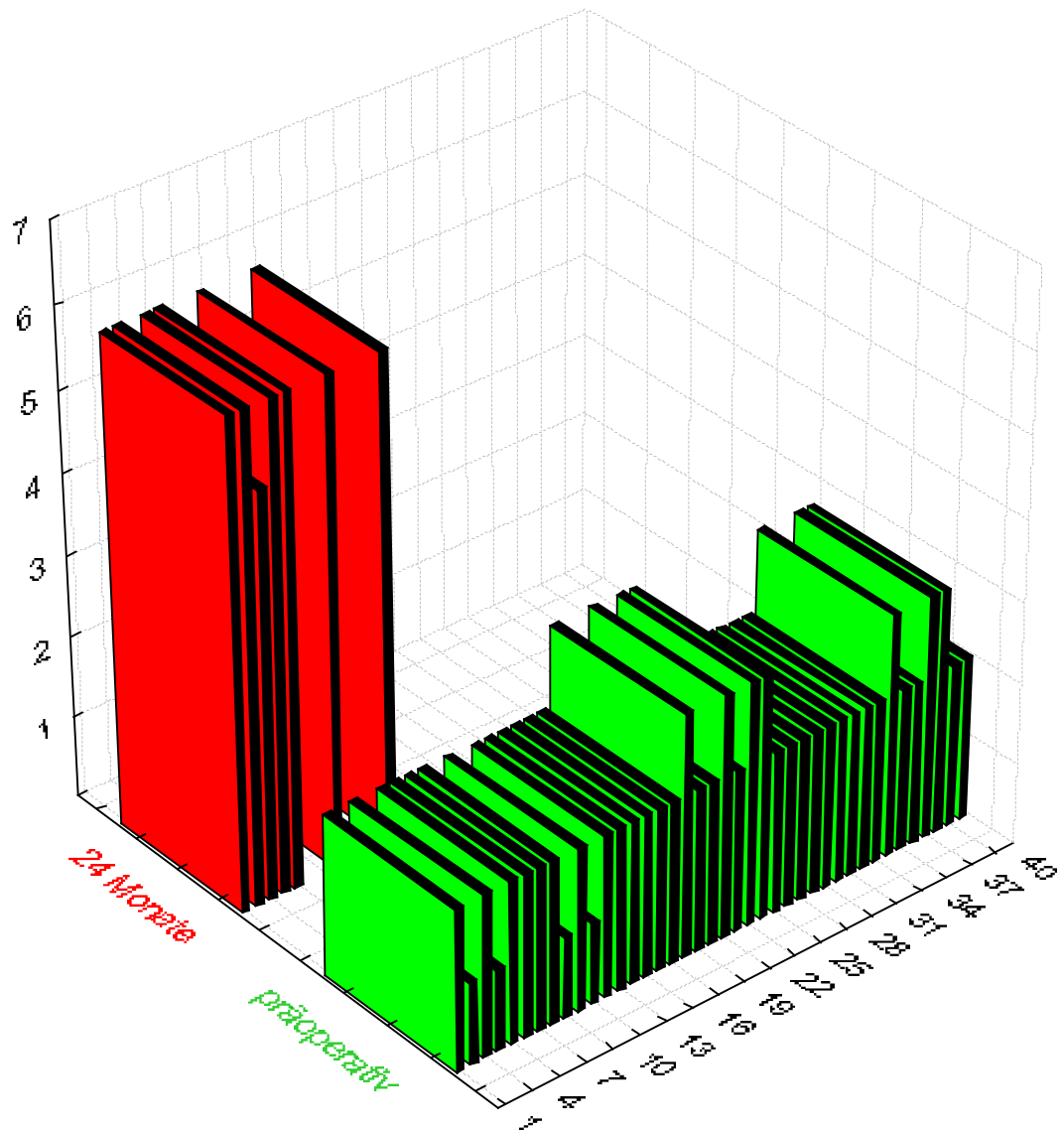


Abb.30: Grafische Darstellung: Schmerzen präoperativ (n=40) und Besserung der Schmerzen 24 Monate (n=7) nach der Operation im MAPS

12.1.2.2 Bewegungsausmaß

Bei der Beurteilung des Bewegungsausmaßes werden nur Flexions -und Abduktionsbewegungen bewertet. Die Rotationsbewegungen des Hüftgelenkes werden nicht berücksichtigt. Insgesamt konnte präoperativ eine durchschnittliche Punktzahl von 4,7 Punkten (min. 3, max. 6) erreicht werden. Nach 12 Monaten wurden durchschnittlich 5,7 Punkte (min. 5, max. 6) erzielt, das entspricht einem Punktgewinn von 1,0 (121,2 Prozent) im Vergleich zur Ausgangssituation.

Bei der Zwei-Jahres-Kontrolle konnte ein Durchschnittswert von 6,0 Punkten (min. 6, max. 6) berechnet werden. Im Vergleich zur Ein-Jahres-Kontrolle beobachtet man eine Steigerung um 0,3 (5,2 Prozent) auf 6,0 Punkte.

Bewegungsausmaß im MAPS					
präoperativ	min.3	max.6	durch.4,7		
12 Monate	min.5	max.6	durch.5,7	Verbesserung	121,2%
24 Monate	min.6	max.6	durch.6	Verbesserung	5,2%

Tab.26: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate p.o. nach dem Merle-d`Aubigné-und Postel-Score.

Patientenzahl							
Bewegung	Punktzahl	Präoperativ		12 Monate		24 Monate	
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %
Ankylose mit schlechter Position der Hüfte	0	0	0	0	0	0	0
Keine Bewegung. leichte Deformität	1	0	0	0	0	0	0
Flexion < 40°	2	0	0	0	0	0	0
Flexion 40° - 60°	3	1	2,5	0	0	0	0
Flexion 60° - 80 °	4	12	30	0	0	0	0
Flexion 80° - 90° Abd. Mind. 15°	5	24	60	4	23,5	0	0
Flexion > 90°, Abd. Mind. 30°	6	3	7,5	13	76,5	7	100
Summe		40	100,0	17	100,0	7	100,0

Tab.27: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate p.o. nach dem Merle-d`Aubigné-und Postel-Score.

Bewegungsausmaß im Merle d'Aubigné-und Postel-Score präoperativ und 12 Monate nach der Operation

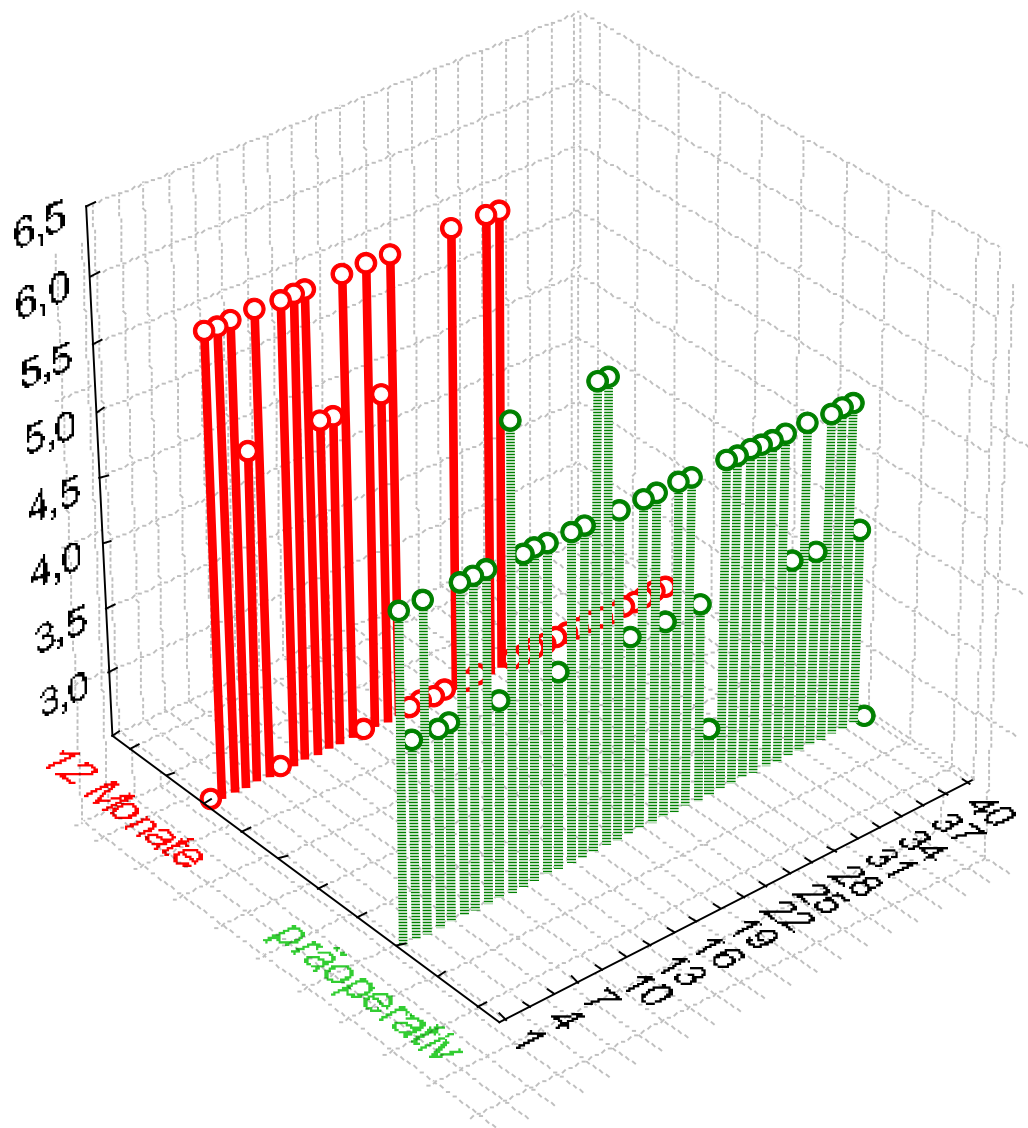


Abb.31: Grafische Darstellung: Bewegungsausmaß nach dem Merle-d`Aubigné-und Postel-Score, präoperativ (n=40) und 12 Monate (n=17) nach der Operation.

Bewegungsausmaß im Merle d'Aubigné-und Postel-Score präoperativ und 24 Monate nach der Operation

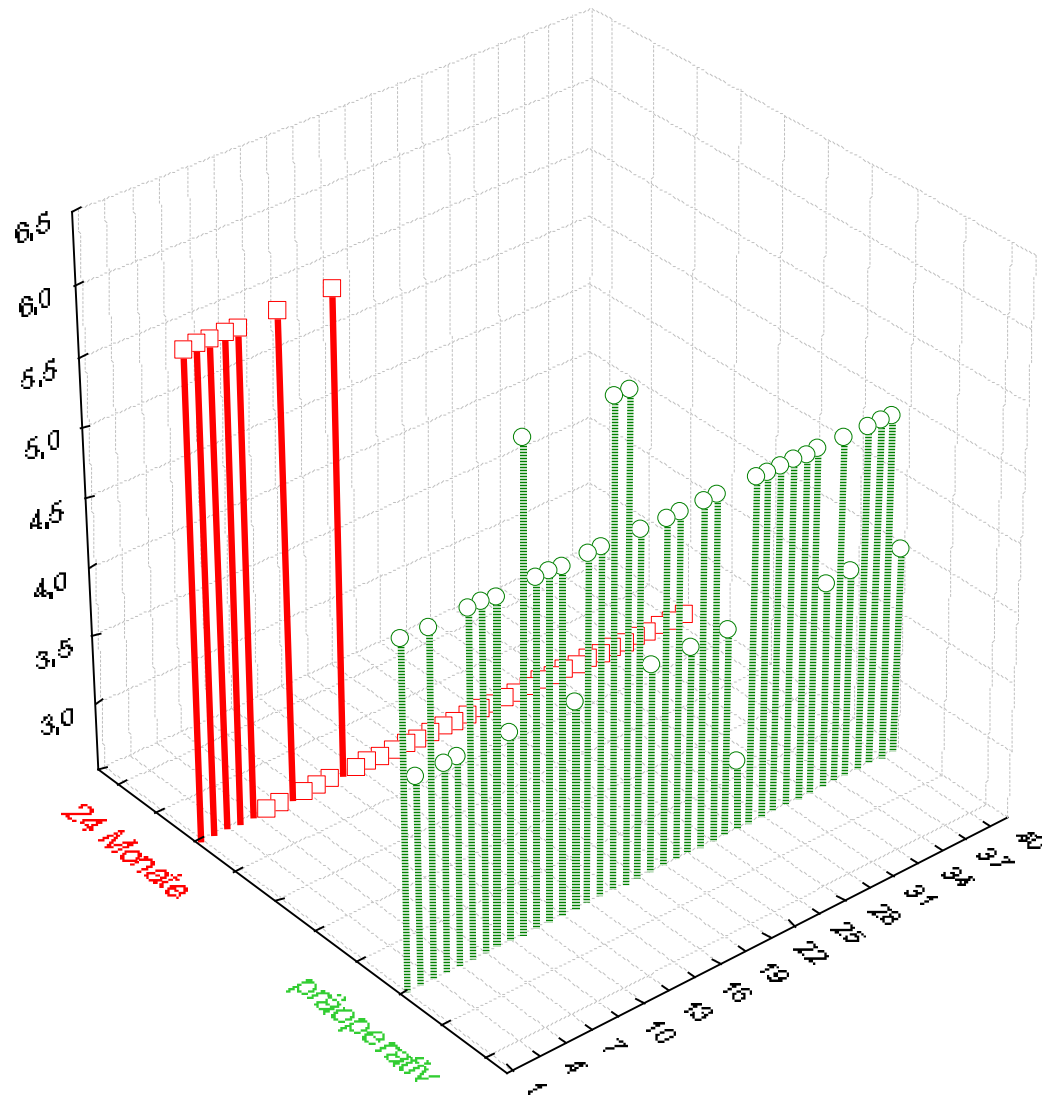


Abb.32: Grafische Darstellung: Bewegungsausmaß nach dem Merle-d'Aubigné-Score
Präoperativ (n=40) und 24 Monate (n=7) nach der Operation

12.1.2.3 Gehfähigkeit

In diesem Bereich wird der Gang des Patienten mit eventuell benötigten Hilfsmitteln beurteilt. Präoperativ wurden im Mittel 4,4 Punkte (min. 2, max. 5) errechnet. Nach 12 Monaten verbesserte sich die Punktzahl auf durchschnittlich 5,8 Punkte (min. 5, max. 6). Das entspricht einer Steigerung im Vergleich zur Ausgangssituation um 1,4 Punkte (131,8 Prozent). Ein durchschnittlicher Wert von 6,0 Punkten (min. 6, max. 6) wurde im Rahmen der Zwei-Jahres-Kontrolle ermittelt, also ein durchschnittlicher Punktgewinn von 3,4 Prozent im Vergleich zur Ausgangssituation.

Gangfähigkeit (MAPS)					
präoperativ	min.2	max.5	durch.4,4		
12 Monate	min.5	max.6	durch.5,8	Verbesserung	131,8%
24 Monate	min.6	max.6	durch.6	Verbesserung	3,4%

Tab.28: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate p.o. nach dem Merlé-d`Aubigné-und Postel-Score

Gehfähigkeit	Punktzahl	Präoperativ		12 Monate		24 Monate	
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %
Unfähig zu gehen	0	0	0	0	0	0	0
Nur mit Rollator	1	0	0	0	0	0	0
Nur mit UA-Gehhilfe	2	2	5	0	0	0	0
Mit einer UA-Gehhilfe < 1 Stunde	3	3	7,5	0	0	0	0
Längere Zeit mit Stock	4	9	22,5	0	0	0	0
Ohne Stock mit leichtem Hinken	5	26	65	2	11,7	0	0
Normal	6	0	0	15	88,2	7	100
Summe		40	100,0	17	100,0	7	100,0

Tab.29: Bewegungsausmaß präoperativ, 12 Monate und 24 Monate p.o. nach dem Merle-d`Aubigné-Score

Gehfähigkeit im Merle d' Aubigné-Score präoperativ und 12 Monate nach der Operation

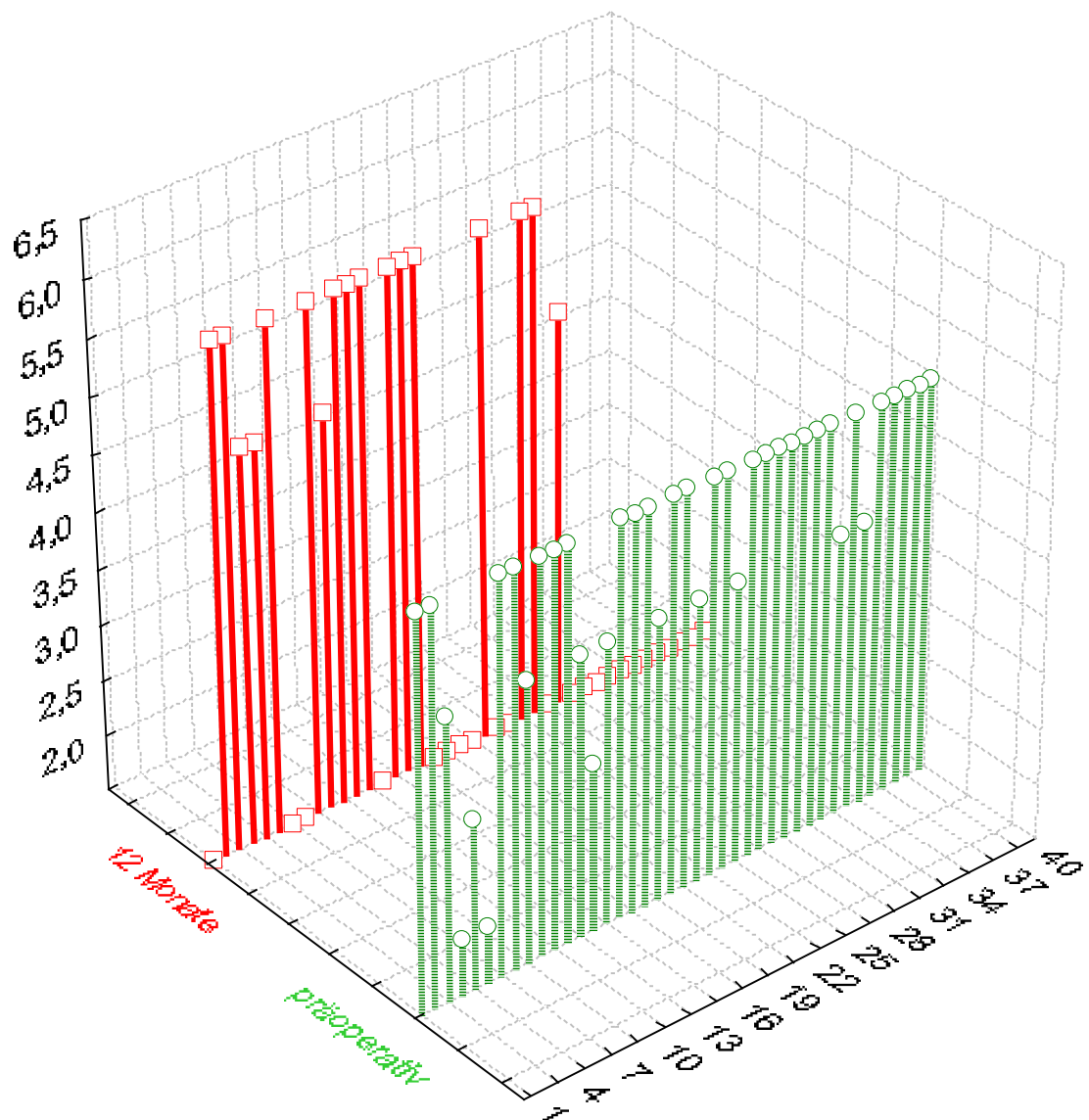


Abb.33: Grafische Darstellung: Gehfähigkeit nach dem Merle-d' Aubigné-Score
Präoperativ (n=40) und 12 Monate (n=17) nach der Operation

Gehfähigkeit im Merle d'Aubigné-Score präoperativ und 24 Monate nach der Operation

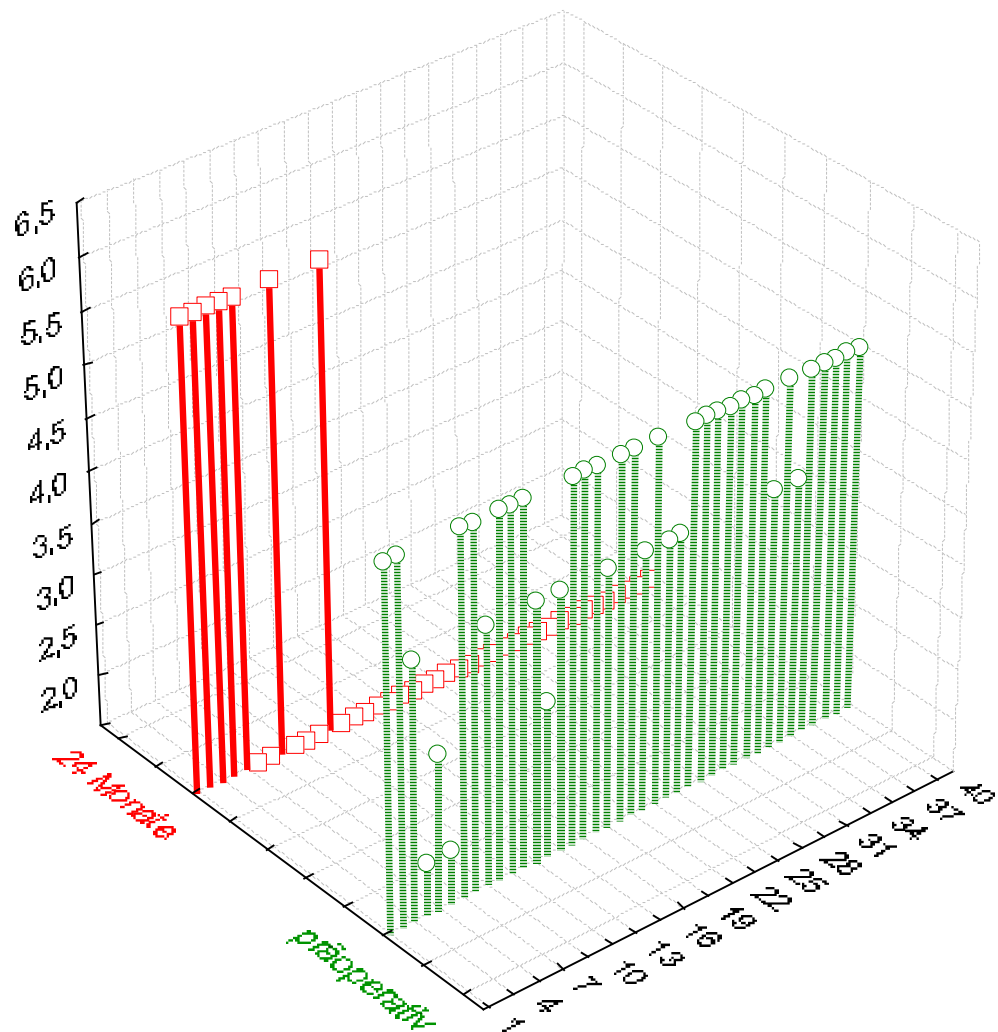


Abb.34: Grafische Darstellung: Gehfähigkeit nach dem Merle-d'Aubigné- und Postel-Score, präoperativ (n=40) und 24 Monate (n=7) nach der Operation

12.1.2.4 Gesamtauswertung Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score (n=40)

Die funktionelle Beurteilung des Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score (MAPS) erfolgt nach Krämer K.-L. (128). Hierbei fließen nur die Bewertungen in den Bereichen Schmerz und Gehfähigkeit ein.

Gesamtauswertung (MAPS)					
präoperativ	min.7	max.13	durch.11,3		
12 Monate	min.14	max.18	durch.17,1	Verbesserung	151,3%
24 Monate	min.17	max.18	durch.17,8	Verbesserung	4%

Tab.30: Gesamtauswertung nach dem Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score

Beurteilung	Punktzahl	Präoperativ		12 Monate		24 Monate	
		absolut	relativ in %	absolut	relativ in %	absolut	relativ in %
Sehr gut	17-18	0	0	15	88,2	7	100
Gut	15-16	0	0	1	5,8	0	0
Mittelmäßig	13-14	7	17,5	1	5,8	0	0
Ausreichend	11-12	26	65	0	0	0	0
Schlecht	unter 10	7	17,5	0	0	0	0
Summe		40	100	17	100	7	100

Tab.31: Beurteilung nach dem Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score

Merle d'Aubigné und Postel-Score präoperativ und 12 Monate nach der Operation

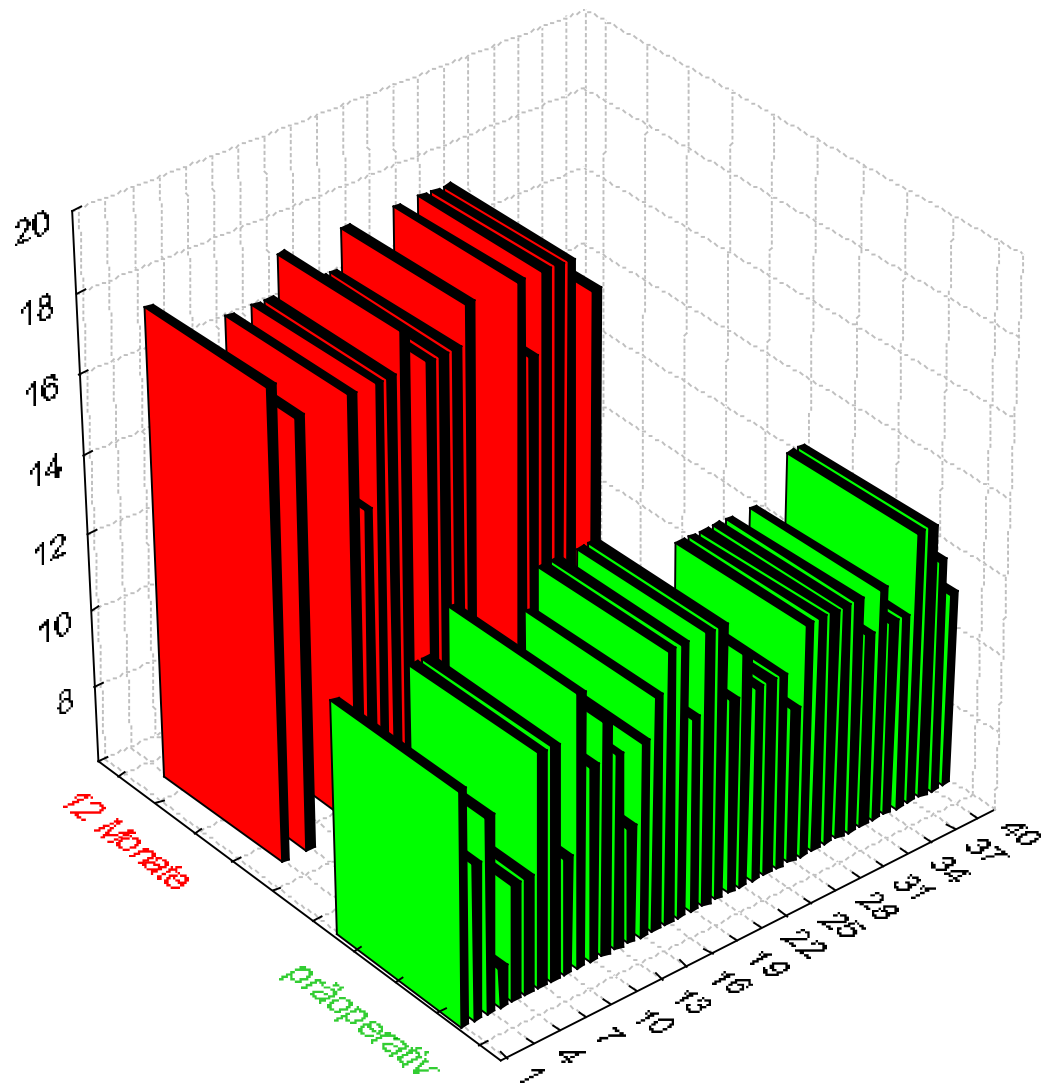


Abb.35: Grafische Darstellung der Beurteilung der Gesamtauswertung nach dem Merle-d'Aubigné-und Postel-Score präoperativ (n=40) und 12 Monate (n=17) nach der Operation

Merle d'Aubigné und Postel-Score präoperativ und 24 Monate nach der Operation

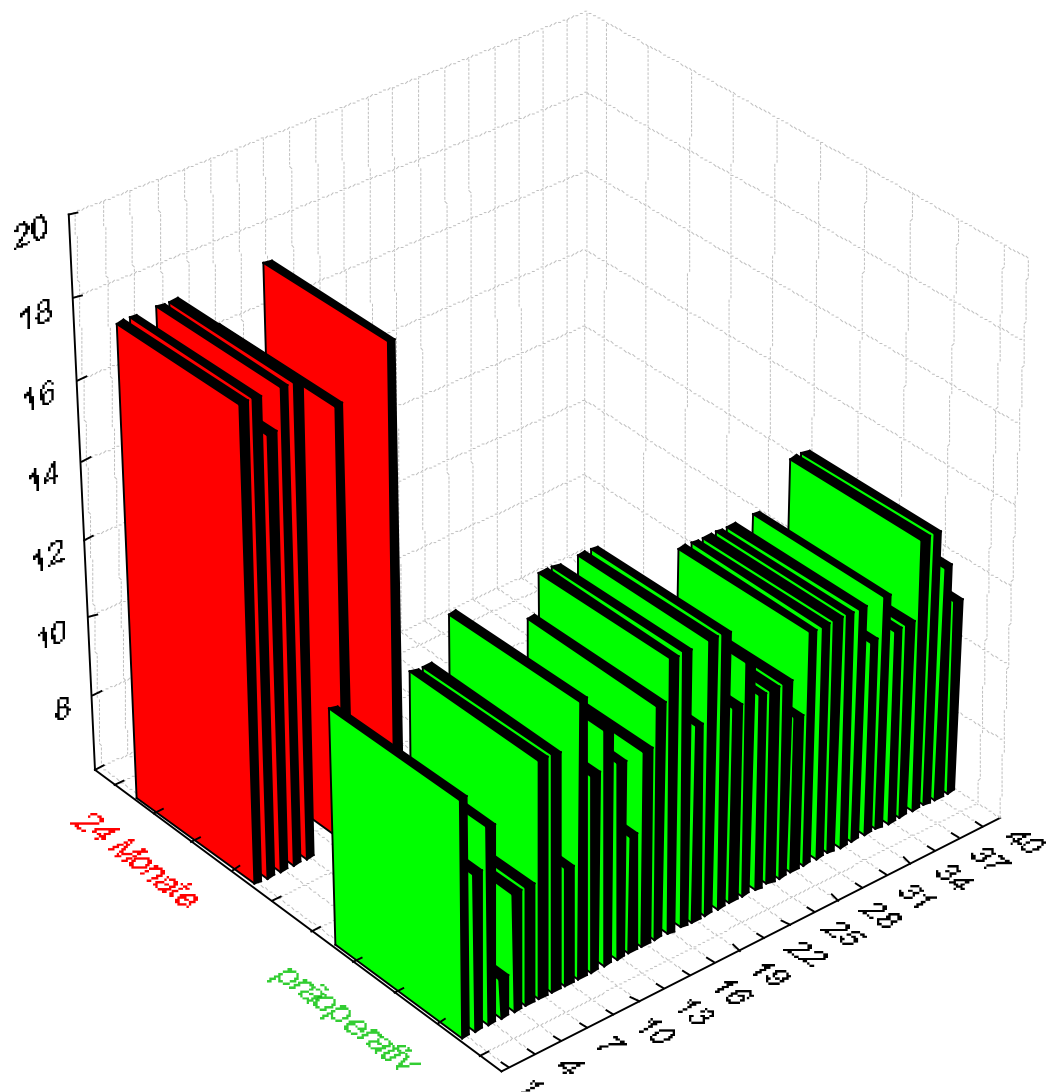


Abb.36: Grafische Darstellung der Beurteilung der Gesamtauswertung nach dem Merle-d'Aubigné-Score präoperativ (n=40) und 24 Monate (n=7) nach der Operation

12.2 Radiologische Auswertung

Anhand der Röntgenbilder, die zu den jeweiligen Untersuchungszeitpunkten aufgenommen wurden, konnten der Implantatsitz, die Gelenkgeometrie, die Reaktion des Knochens auf das Implantat, Migrations- und Resorptionssäume und eventuell auftretende heterotope Ossifikationen kontrolliert und beurteilt werden. Zur Standardisierung wird bei diesen Aufnahmen jeweils ein gestufter Aluminiumkeil als Graureferenzwert für die äquidensitometrische Auswertung mitgeröntgt und damit die Röntgenbildqualität standardisiert. Jede Veränderung hinsichtlich eines varischen oder valgischen „Abkippen“ der Prothese, eine Migration der Prothese oder Pfanne bzw. vermehrte periprothetische Sklerosierung um die Prothese oder Pfanne wurden dokumentiert. Daneben wurden mit Hilfe der Röntgenbilder die Pfannen-Zonen und der „Offset“ sowohl präoperativ als auch postoperativ bestimmt.



Abb.37: De-Lee-Zonen – Einteilung des Acetabulums (144)

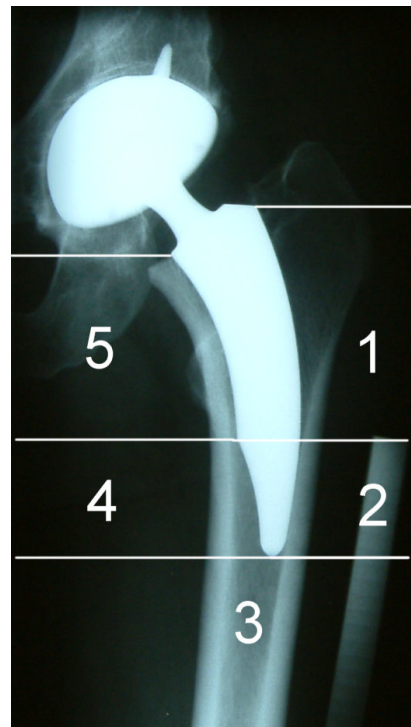


Abb.38: Schaft-Zonen-Einteilung nach Gruen (modif. nach Fuchs et al, 80)

12.2.1 Acetabulum

Bei den radiologischen Kontrollen, die nach 3, 6, 9, 12, 18 und 24 Monaten stattfanden, zeigte sich kein Hinweis auf eine Lockerung der Pfannenkomponente. Als Reaktion des Knochens auf die Pfannenbelastung zeigte sich medial und lateral eine Verdichtung des „Pfannendorns“ (Zone I und II nach de Lee).

12.2.2 Femur

12.2.2.1 Veränderungen am proximalen Femur

Postoperativ zeigen alle Röntgenaufnahmen eine geringe Verdichtung medial vom Prothesenschaft und lateral von der Prothesenspitze (Zone V und II nach Fuchs) als Reaktion des Knochens auf das Abstützen der Prothese. Eindeutig vermehrte Knochenreaktionen (Verdichtung) findet man erst in der Übergangszone zwischen Prothesenschaft und polierter Prothesenspitze (die Grenzen zwischen Zone I/II und IV/V nach Fuchs).

12.2.2.2 Resorptionszonen, Migrationzeichen

Ein radiologischer Migrationsraum $\leq 2\text{mm}$ wurde als eher unbedenklich, $>2\text{mm}$ als mögliche Lockerung und $>3\text{mm}$ als sichere Lockerung bewertet (79, 80).

Insgesamt konnten wir weder nach 12 Monaten noch bei der Zwei-Jahres-Kontrolle Resorptionssäume in den entsprechenden modifizierten Gruen-Zonen erkennen. Nur ein Patient (Nummer 34) zeigte ohne sonstige Lockerungszeichen eine deutliche Implantatsmigration über 4 mm im Schaftbereich.

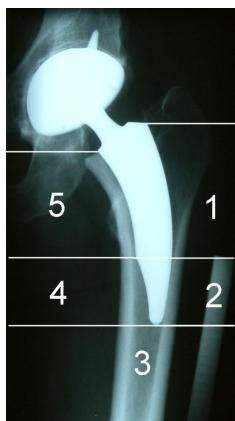


Abb.39: Schaft-Zonen-Einteilung nach Gruen et al.
(modif. nach Fuchs et al, 80)

12.2.2.3 Position des Implantates

Anhand der standardisierten Röntgenaufnahmen konnte des Weiteren die korrekte Position des Implantates beurteilt und kontrolliert werden.

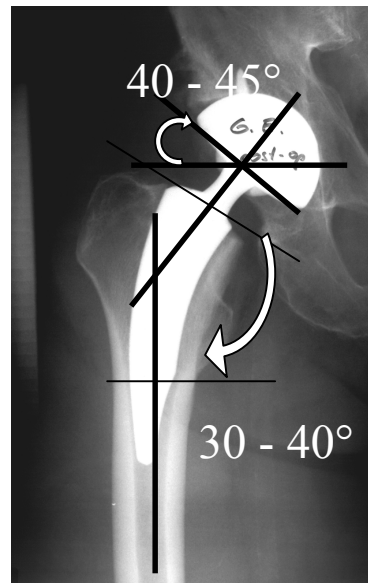


Abb.40: Optimale Position der NANOS-Schenkelhalsprothese. Position der Pfanne – 40 -45° Inklinationswinkel und 12-15° vorderer Öffnungswinkel. Position des Schaftes 30-40° (Adams-Bogen) bzw. korrekte (parallele) Anlage des distalen Schaftdrittels an der lateralen Kortikalis.

12. 3 Heterotope Ossifikationen

Aufgrund der präoperativen Radiatio der betroffenen Hüfte mit 7 Gray (s.o.) und der oralen Medikation mit Indometacin 100 mg/d für 14 Tage konnten postoperativ in keinem Fall periprotehetische Ossifikationen beobachtet werden. Die präoperative Radiatio wurde ausschließlich bei Patienten aus unseren eigenen Krankengut (n=40) durchgeführt.

12. 4 Äquidensitometrische Auswertung

Die Röntgenaufnahmen wurden jeweils in einer kippstabilen Kunststoff-Unterschenkelschale und mit einem Aluminiumstufenkeil als Graureferenzwert angefertigt. Diese Bilder bilden die Grundlage für die äquidensitometrische Auswertung. Die Aluminiumreferenzstufe erlaubt die Zuordnung der einzelnen Dichtestufen zu einer bestimmten Schichtdicke Aluminiumäquivalent in mm. Zonen gleicher Schwärzung werden Farben zugeordnet, die als Äquidensiten den jeweiligen Dichtebereich anzeigen. Durch die Standardisierung der Röntgenbilder mit der Aluminiumstufe ist es möglich, unabhängig von der Belichtungszeit der unterschiedlichen Knochendichte Farben zuzuordnen, die einer bestimmten Aluminiumdicke (in mm) entsprechen. Der Computer zerlegt das kontinuierliche Grauwertspektrum in einzelne, voneinander abgrenzbare Stufen. Diese werden in unterschiedlichen Grautönen bzw. in einer Farbskala dargestellt. Die Grauwerte der Aluminiumstufen werden für jedes Röntgenbild definiert und anhand der Grauwertmatrizes berechnet (127).

Die einzelnen periprothetischen Dichteveränderungen werden anhand einer modifizierten Gruen-Zoneneinteilung nach Fuchs im Schaftbereich (s.o.) sowie einer Zoneneinteilung nach de Lee im Pfannenbereich beschrieben.

Da uns die DEXA-Methode bei der Beurteilung der periprothetischen Knochendichteveränderungen ohnehin nicht zur Verfügung stand, waren wir auf die Möglichkeit der äquidensitometrischen Auswertung als qualitative (semiquantitative) Methode in Zusammenarbeit mit dem Anatomischen Institut der Universität in Köln (Prof. Koebe) angewiesen. Aufgrund der Vielzahl ähnlicher Auswertungen konnten umfangreiche und aussagekräftige Daten gesammelt werden. Die Äquidensitometrische Auswertung wurde nur bei Patienten aus unseren eigenen Krankengut (n=40) durchgeführt.

Insgesamt wurden die Röntgenbilder von sieben Patienten (Nr. 4, 11, 13, 14, 16, 18, 23) sowohl präoperativ, unmittelbar postoperativ und 12 Monate nach Implantation äquidensitometrisch ausgewertet.

In den Abbildungen 41, 42, und 43 (Patient 16, weiblich 50 Jahre) stellt sich in der präoperativen Situation die mediale Kortikalis im Bereich des Adam'schen Bogens

vorwiegend hell-bzw. dunkelgrün als Zeichen einer geringen physiologischen Knochendichte bei einem Zustand nach valgisierender-intertrochantärer Umstellungsosteotomie (Pauwels II) dar. In Abb.42 sieht man direkt postoperativ die eindeutige Gelbfärbung am Calcar femoris (Zone V) sowie an dem Übergang zwischen den Zonen V/IV und II/I als Ausdruck einer zunehmenden Knochendichte nach der Prothesenimplantation. 12 Monate postoperativ (vgl. Abb.43) erkennt man die Dichteveränderungen an der medialen und lateralen Kortikalis im Grenzbereich von mittlerem Prothesenschaftteil und polierter Spitze. In dem beschriebenen Gebiet findet man den wichtigsten Verankerungspunkt der Prothese (eine intensive Rotfärbung, also eine hohe Knochendichte, bedingt durch das Abstützen der Prothese). In der Zone II sieht man präoperativ ebenfalls einen Bereich mit eher geringer Knochendichte. Bedingt durch das Abstützen der polierten Prothesenspitze an der lat. Kortikalis erkennt man hier ebenfalls ein Jahr postoperativ eine verstärkte Rotfärbung. Die Zone I (trochanterseitig) bleibt relativ unbeeinflusst. Die Zone III (unterhalb der Prothese) zeigt ebenfalls im Bereich der medialen und lateralen Kortikalis eine Zunahme der Knochendichte. Auch oberhalb der Pfanne (Zone I und II nach de Lee) kann man ein Jahr nach der Operation eine ausgeprägte Knochendichtezunahme (Rotfärbung) feststellen.

In den Abbildungen 44, 45 und 46 (Patient 29, weiblich 51 Jahre) ist die Situation präoperativ, unmittelbar postoperativ und 12 Monate nach der Operation dargestellt. Die Patientin war nicht voroperiert und hatte eine gute präoperative Knochendichte (Adam'scher Bogen gelb sowie hellrot gefärbt). Postoperativ zeigt sich eine deutliche Knochendichtezunahme in der Übergangszone (I/II und IV/V) als Beweis für eine erhöhte Kraftübernahme bzw. ein beginnendes Protheseeinwachsen. 12 Monate nach der Operation erkennt man eine Rotfärbung in der lat. Kortikalis und unterhalb der Prothesenspitze (Zonen I, II und III), wo sich die wichtigsten Verankerungs- und Abstützungspunkte der Prothese finden. Die Dichteveränderungen im Pfannenbereich (Zone I und II nach de Lee) gleichen der oben beschriebenen.

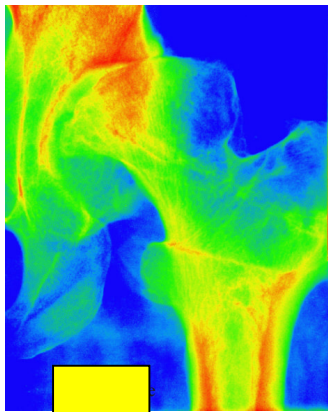


Abb.41:
Pat.16 präoperativ

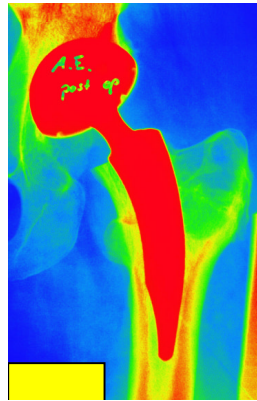


Abb.42:
Pat. 16 unmittelbar p.o.

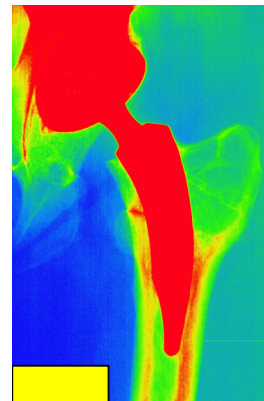


Abb.43:
Pat. 16 12 Monate p.o..

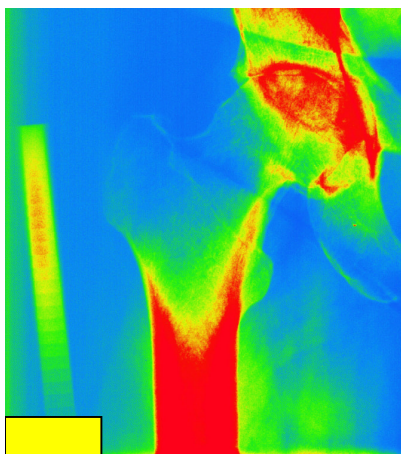


Abb.44:
Pat. 29 präoperativ

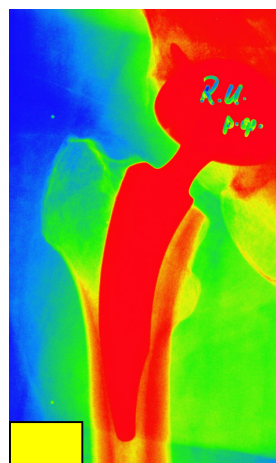


Abb.45:
Pat. 29 unmittelbar p.o.

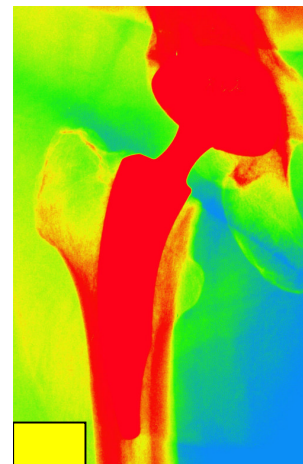


Abb.46:
Pat. 29 12 Monate p.o.

Alle äquidensitometrischen Aufnahmen zeigen mehr oder weniger ausgeprägte postoperative Knochendichteveränderungen nach Implantation der NANOS-Schenkelhalsprothese an den Prädilektionsstellen der Implantatbelastung, vor allem in den Übergangszonen (Übergang zwischen Prothesenschaft und polierter Spitze) und II bzw. III (im Bereich der Prothesenspitze) als Reaktion des Knochens auf das Abstützen der Prothese. Diese Veränderungen der Knochendichte entsprechen dem biomechanischen Druckverteilungsmuster (Kapitel 11.9.3: „Beurteilung der periprothetischen Knochenveränderungen“), was auf das Wolff'sche Transformationsgesetz zurückgeht: Wolff beschrieb 1892, dass sich die Struktur und

die Masse des Knochens nach der funktionellen Belastung ausrichtet (253).

12. 5 Komplikationen

Grundsätzlich unterscheidet man allgemeine Komplikationen (Thrombosen, Embolien, Wundheilungsstörungen, Blutungen, Infektionen, Gefäß- und Nervenverletzungen, Hämatombildungen) von den implantats- bzw. operationsspezifischen (Knochenfraktur, Infektion, aseptische Früh- oder Spätlockerungen, periartikuläre Ossifikationen, Luxationen oder Beinlängendifferenzen).

Im gesamten Patientenkollektiv (Arbeitskreis n=175 und unser eigenes Patientengut n=40) traten keine allgemeinen Operationskomplikationen auf, insbesondere keine Infektionen, Impingementsyndrome oder thromboembolische Komplikationen.

Operationsspezifisch entstand bei einem Patienten (2,5 Prozent) aus unseren eigenen Patientengut (n=40) eine Fissur des Schenkelhalses beim Einschlagen des Prothesenschaftes. Diese war jedoch nicht versorgungspflichtig. Der weitere postoperative Verlauf dieser Patienten gestaltete sich völlig komplikationslos. In Arbeitskreis (n=175) entstand Fissur des Schenkelhalses bei insgesamt zweien Patienten (1,1 Prozent).

Aufgrund der oben beschriebenen Ossifikationsprophylaxe konnten erfreulicherweise keine periartikulären Verkalkungen bei unseren Patienten (n=40) beobachtet werden. Bei Patienten aus Arbeitskreis (n=175) wurden ebenfalls keine periartikulären Verkalkungen beobachtet.

Insgesamt zeigte kein Prothesenschaft aus unseren eigenen Patientengut (n=40) während der Nachuntersuchungsperiode von zwei Jahren Resorptionssäume, Spaltbildungen oder Lockerungszeichen. In Arbeitskreis (n=175) ist zur Pfannenlockerung (0,5 Prozent) mit nachfolgender Revisionsoperation gekommen. Ebenfalls bei einem Patienten aus Arbeitskreis wurde eine Protheseluxation (0,5 Prozent) nachgewiesen. Die Luxation wurde geschlossen reponiert.

Bei einem Patienten (2,5 Prozent) aus unseren eigenen Patientengut (n=40) konnte röntgenologisch eine zunehmende Sinterung des Prothesenschaftes (vgl. Abb.47) beobachtet werden. Es wurde eine Revisionsoperation in Erwägung gezogen, die allerdings wegen der bisherigen definitiven Stabilisierung der Prothese wieder storniert werden konnte. Die Sinterung des Prothesenschaftes wurde auch bei einem Patienten (0,5 Prozent) aus Arbeitskreis (n=175) beobachtet.

In sechs Fällen (15,0 Prozent) in unseren eigenen Patientengut ebenfalls wie bei Patienten aus Arbeitskreis (n=175) wurden Beinlängendifferenzen (BLD) < 1,5 cm festgestellt, die mit entsprechender kontralateralen Schuhsohlenerhöhung ausgeglichen wurden.

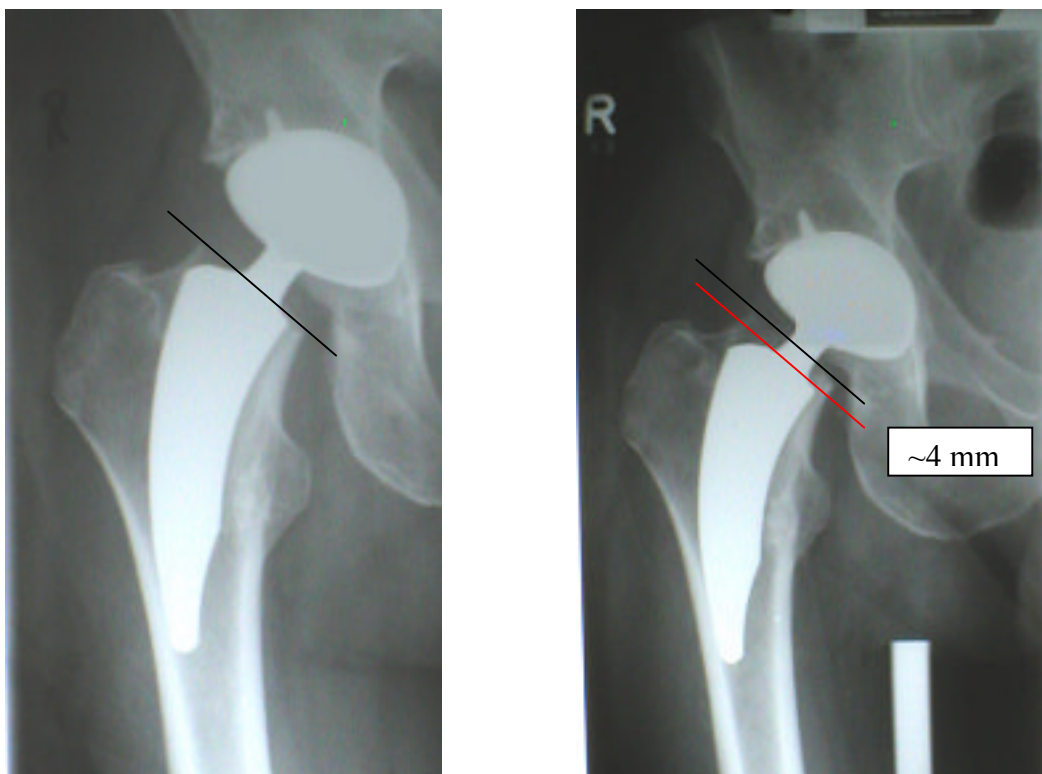


Abb.47: Patient 34 mit zunehmender axialer Prothesenmigration (radiologische Kontrolle direkt und 12 Monate nach der Operation)

Komplikation	Häufigkeiten	
	Absolut	Relativ(%)
Infektionen	0	0
Ossifikationen	0	0
Knochenfraktur (Fissur)	1	2,5
Luxationen	0	0
Lockerung	0	0
Revision	0	0
BLD<1,5 cm	6	15,0
BLD \geq 1,5 cm	0	0
Migration \leq 2mm	0	0
Migration >2mm	1 (Schaft)	2,5

Tab.32: Komplikationsrate in unseren eigenen Patientengut (n=40)

Komplikation	Häufigkeiten	
	Absolut	Relativ(%)
Infektionen	0	0
Ossifikationen	0	0
Knochenfraktur (Fissur)	2	1,1
Luxationen	1	0,5
Lockerung	1 (Pfanne)	0,5
Revision	1 (Pfanne)	0,5
BLD<1,5 cm	6	3,4
BLD \geq 1,5 cm	0	0
Migration \leq 2mm	0	0
Migration >2mm	1 (Schaft)	0,5

Tab.33: Komplikationsrate in Arbeitskreis (n=175)

12.6 Subjektive Zufriedenheit

Die Patienten wurden zu ihrer subjektiven Zufriedenheit befragt und danach, ob sie sich noch einmal einer endoprothetischen Versorgung der Hüfte mit dem gleichen Implantat unterziehen würden. Die subjektive Zufriedenheit wurde von den Patienten anhand einer Skala von 1-10 eingeschätzt. Die Zahl 1 steht für Unzufriedenheit, die Zahl 10 für eine sehr große Zufriedenheit. Die Patienten gaben durchschnittlich 7,9 Punkte (min. 6, max. 10) an und waren mit dem operativen Ergebnis sehr zufrieden. Vier Patienten (10 Prozent) klagten über Anlaufschmerzen und „Wetterfühligkeit“ in der operierten Hüfte, waren aber trotzdem mit dem Operationsergebnis zufrieden. Ein Patient (2,5 Prozent) klagte über ständige mäßige Schmerzen, die ihn in seiner alltäglichen Aktivität beeinträchtigen würden. Alle Patienten (100 Prozent) beschrieben weniger Schmerzen und eine bessere Beweglichkeit der operierten Hüfte und würden sich erneut für eine Operation mit Implantation der NANOS-Schenkelhalsprothese entscheiden, was bis Ende des Jahres 2006 in drei Fällen (7,5 Prozent) durch Analog-Operation eintrat.

13. Diskussion

Diese Studie stellt den klinischen und radiologischen Verlauf sowie äquidensitometrische Ergebnisse in den ersten zwei Jahren (von Juni 2004 bis Mai 2006) nach Implantation einer neu entwickelten Schenkelhalsprothese Typ NANOS bei 40 Patienten in der Orthopädischen Klinik der Klinikum Bayreuth GmbH sowie 175 Patienten im Arbeitskreis an sechs Kliniken (Rothenburg, Zwickau, Melle, Potsdam, Wolfratshausen, Bayreuth) dar.

Der Grundgedanke bei der Entwicklung dieser neuen Schenkelhalsprothese war die nicht unproblematische Versorgung der Coxarthrose bei einem jüngeren Patientenkollektiv. Daher steht bei der Erstprothesenversorgung dieser Patienten neben einer guten Primärstabilität und einem guten Langzeitergebnis auch der Gedanke eines knochensparenden Verfahrens mit optimalen Bedingungen für eine evtl. Revisionsoperation im Vordergrund. Grundsätzlich versucht man bei jüngeren Patienten, natürlich in Abhängigkeit von der knöchernen Ausgangssituation, die Primärprothese zementfrei zu verankern.

Die Indikation zur Implantation einer Hüft-TEP wird bei jüngeren Patienten allerdings nach wie vor kritisch gesehen, zumal mit zunehmender Implantationsdauer das Lockerungsrisiko steigt (167, 183, 198).

Neben der Verankerungsart spielt auch die Schaftlänge bzw. das Prothesendesign eine Rolle. Vorteile von kurzen Prothesenschäften im Vergleich zu konventionellen Standardschäften sind eine sparsame Knochenresektion, minimierte Zugangswege und – bei entsprechender Routine – eventuell auch kürzere Operationszeiten mit geringerem Blutverlust und einer geringeren Masse an implantierten Materialien und dadurch günstigere Revisionsmöglichkeiten (170).

Seit den ersten Entwicklungen auf dem Gebiet des künstlichen Gelenkersatzes gibt es Überlegungen und Modelle zur metadiaphysären Verankerung einer Hüftprothese. Eine der ersten Prothesen auf diesem Gebiet überhaupt ist die Prothese von Wiles (99, 242). Im Unterschied zur DSP (Druckscheibenprothese) hat sie keine Auflage im Sinne einer Druckscheibe auf den Schenkelhalsstumpf. Es findet also keine Krafteinleitung über die mediale Kortikalis am Schenkelhals statt (54). Es kam zu

Knochenresorptionen und Lockerungen entlang des Stiels durch den Schenkelhals. Bei einem ähnlichen Modell von Mc Kee (75, 159) fehlt ebenfalls die Scheibe, die auf dem Schenkelhalsstumpf aufliegt. Ebenso zeigt die Judet-Prothese (198) Pendelbewegungen im Bereich des zentralen Führungstiftes und keine Krafteinleitung über den spongiösen Knochen des Schenkelhalses. Problematisch bei der Druckscheibenprothese ist der vielfach beschriebene sog. „Laschenschmerz“, der sich unterhalb des Trochanter majors einstellen kann, sowie die teilweise lange Rehabilitationsphase (72, 189).

Eine ähnliche Verankerungstechnik findet man bei der ESKA-Schenkelhalsprothese Typ CIGAR. Bei dieser Prothese geht eine Kompressionsschraube durch die Trochanterregion. Somit ändert sich die Zugbelastung der lateralen Kortikalis in eine Druckbelastung. Allerdings traten hier bereits nach kurzer Zeit Migrations- und Lockerungsprobleme auf, sodass dieses Prothesenmodell nicht mehr eingesetzt wird (233).

Eine weitere Alternative ist die Schenkelhalsschraubenprothese Spiron, die ebenfalls zementfrei mithilfe eines Schraubendesigns metaphysär verankert wird (17).

Pipino entwickelte 1978 eine biodynamische Kurzschaftprothese, allerdings noch aus einer CoCr-Stahllegierung gefertigt, mit aufgesetzten Mini-Kügelchen zur Oberflächenvergrößerung, ähnlich der Madrepore-Oberfläche der Lord-Prothese. Eine Weiterentwicklung ist die sog. CFP (Collum Femoris Preserving)-Prothese, die gegenüber herkömmlichen zementfreien Prothesensystemen eine völlig andere Implantationstechnik verlangt. Orientiert an den Trabekeln erfolgt die Verankerung metaphysär und soll so den einwirkenden Belastungen angepasst sein (74, 215).

Erste Erfahrungsberichte hierüber sind durchaus erfolgsversprechend.

Die Entwicklungsziele waren neben einer langen Haltbarkeit und einer möglichst weitgehenden Einheit und Unversehrtheit das Schaffen möglichst optimaler Verhältnisse für den Fall einer Revision nach Implantation dieser Prothese (202). Nach subkapitaler Resektion bleibt einerseits der Schenkelhals für die Krafteinleitung, andererseits noch genügend distale Restknochen für eine erneute Implantation bestehen. Die Femurkomponente beinhaltet verschiedene Oberflächenbeschaffenheiten und Krümmungsradien, die mit modularen Aufsätzen (Kopf-, Halslänge etc.) kombiniert und damit individuell angepasst werden kann. Nach anfänglichen implantationstechnischen Schwierigkeiten ergab sich eine deutlich verkürzte

Operationsdauer. Auch konnten bisher keine schwerwiegenden Komplikationen festgestellt werden (205).

Alternativen stellen die sog. Schenkelhalsprothesen dar. Ziel ist die möglichst proximale intramedulläre Verankerung am Calcar mittels „Pressfit“-Technik. Zudem soll die Kraft weitgehend physiologisch in das Femur eingeleitet werden. Zu dieser Prothesenart gehören die ESKA-Schenkelhalsprothese Typ CUT und – zumindest im weiteren Sinne – die Mayo-Kurzschaftprothese, die schon seit mehreren Jahren eingesetzt wird (185, 212, 223, 234). Die NANOS-Schenkelhalsprothese ist etwa zwischen der CUT und der Mayo-Prothese einzuordnen, wie auch eine weitere, als METHA bezeichnete Kurzschaftprothese. Die ersten kurzfristigen Ergebnisse sind vielversprechend (79). Ein ganz anderer Weg wird mit den sog. Hüftkopfkappen beschritten, die derzeit eine Renaissance erleben. Der Ursprung dieser Prothesen liegt in der Wagner'schen Schalenendoprothese, die in den 70er Jahren eingesetzt wurde. Das Problem war seinerzeit eine hohe Revisionsrate. Bereits nach sieben Jahren mussten 50 Prozent dieser Prothesen aufgrund einer aseptischen Lockerung revidiert werden (168, 257). Besonders varisch oder valgisch implantierte Kopfschalen und zu steil bzw. zu flach eingesetzte Pfannen wiesen kürzere „Überlebensraten“ auf. Um die hohe Lockerungsrate zu erforschen, wurde der Verlauf mithilfe von konventionellen Röntgenbildern beurteilt und explantierte Schalenprothesen mikroskopisch (Technik der Rasterelektronenmikroskopie) untersucht. Dabei stellte sich die Polyethylenpfanne als eindeutiger Schwachpunkt dieses Prothesenmodells dar. Durch teilzementierte und dünnwandige Hartpaarung wie Metall-Metall-Kombinationen und einer verbesserten Implantationstechnik soll diese hohe Implantat-Versagerquote bei den weiterentwickelten Kopfkappenprothesen verhindert werden, wie z.B. bei der McMinn-Prothese. Hierbei wird zentral auf den Hüftkopf eine Metallkappe mit einem zentralen Stiel aufzementiert, die mit einer zementfrei implantierten metallischen Acetabulumkomponente artikuliert. In diversen Studien (31, 114, 168) wurden bisher gute Ergebnisse erzielt. Problematisch ist die Versorgung von deformierten Schenkelhälsen. Andererseits besteht bei dieser Prothesenversorgung die Gefahr von primären oder sekundären Femurhalsbrüchen bzw. sekundärem Kollabieren des Femurkopfes durch avaskuläre Nekrose oder Osteolyse. Ob ein Hüftimplantat erfolgreich eingesetzt wurde, lässt sich grundsätzlich erst nach 10-15 Jahren und das auch nur in großen Serien abschätzen (137).

Als Referenzquelle werden besonders die Ergebnisse des Schwedischen Nationalen Hüftprothesenregisters (148, 149) angeführt. Entsprechend dem Schwedischen Hüftprothesenregisters ist der Endpunkt der Überlebensrate definiert als Revisionszeitpunkt (109, 148). Die 10-Jahres-Überlebensrate der Hüft-TEP in der Altersgruppe über 70 Jahre betrug 97 Prozent bei den Frauen und 94 Prozent bei den Männern, während sie sich bei Patienten, die jünger als 55 Jahre sind, auf 90 Prozent bei den Frauen und auf 88 Prozent bei den Männern beläuft. Das Register erfasst lediglich zementierte Standardprothesen (also keine Schenkelhalsprothesen). Zurzeit steht leider kein Schenkelhals- oder Kurzschaftprothesenregister zur Verfügung.

Die häufigste Ursache für Revisionen ist die aseptische Lockerung, die einerseits auf den zunehmenden Abrieb – insbesondere des Polyethylens – zurückzuführen ist, aber andererseits auch auf die Implantationstechnik. Teilweise stimmt das Zentrum des Hüftkopfes nicht mehr mit dem ursprünglichen Mittelpunkt überein, zusätzlich führen Veränderungen von „Offset“ und CCD-Winkel zu biomechanischen und geometrischen Veränderungen mit entsprechender Auswirkung auf Hebelkräfte und damit auf die Belastung von Muskeln, Sehnen und Knochen und zu einer möglichen Fehlbelastung des Implantats (99).

Bezug nehmend auf die Untersuchungen von Kavaghan et al. (121), welche neben den objektiven klinischen vor allem auch die subjektiven funktionellen Ergebnisse berücksichtigen, konnte bei dem Patientengut der vorliegenden Untersuchung im untersuchten Zeitraum ein sehr gutes Ergebnis verzeichnet werden. Außer dem im Kapitel 12.5 (Komplikationen) beschriebenen Fall axialer Migration konnte bei keinem der Patienten eine Lockerung des Schaftes oder der Pfanne festgestellt werden. Eine Saumbildung, die als drohende Prothesenlockerung zu werten wäre (114, 125), war zudem radiologisch in keinem Fall zu beobachten. Auch das subjektive Patientenurteil, das neben dem Auftreten von Schmerzen vor allem auch die Aktivitäten des täglichen Lebens berücksichtigt, zeigte eine hohe Zufriedenheit.

13.1 Scores allgemein

Score bedeutet wörtlich übersetzt Punktestand. Definitionsgemäß ist ein klinischer Score ein numerisches Bewertungsschema, das den Zustand eines Patienten mithilfe von Punktwerten für ausgewählte Kriterien und einer daraus

resultierenden Gesamtpunktzahl zu einem bestimmten Zeitpunkt beschreiben soll. Ein Bewertungsschema stellt ein nicht-nummerisches Bewertungssystem dar, das den Zustand eines Patienten nach Begriffen wie „sehr gut“, „gut“, „mäßig“ oder „schlecht“ bewertet. Die Auswahl eines bestimmten Scores sollte sich also nach seiner Spezifität, der objektiven und subjektiven Gewichtung und seiner Häufigkeit richten (Vergleichsmöglichkeiten mit anderen Untersuchungen) (128).

13.1.1 Hüftscores

Um die postoperativen Ergebnisse der einzelnen Hüftimplantate unabhängig vom Implantatdesign vergleichen zu können, wurden diverse Scores entwickelt, welche mittels Punktwerte eine Aussage über die anatomisch-funktionelle Hüftsituation geben können.

Alle diese Scores werden mehr oder weniger häufig in der Literatur zitiert. Nach Literaturangaben in der Orthopädie (128, 197) finden die häufigste Verwendung, der Score nach Merle d'Aubigne¹ R. und Postel M. (1954) (163,164) und der Harris-Hip-Score (HHS) (95). Ersterer umfasst die Kriterien Schmerz, Bewegungsausmaß und Gang mit einer maximalen Punktzahl von 18. Die Addition aller Einzelkriterien des Harris-Hip-Scores ergibt eine maximale Punktzahl von 100 Punkten. Der subjektive Anteil beträgt in beiden Fällen ca. 66 Prozent, der objektive 34 Prozent (138). Dies ermöglicht den Vergleich von Literatur aus dem angloamerikanischen Raum, in dem vorwiegend der Harris-Hip-Score verwendet wird, mit Literatur aus dem europäischen Raum, in dem vor allem der Score nach Merle d'Aubigné verwendet wird.

13.1.2 Harris-Hip-Score

Im Rahmen der prospektiven Studie werden die klinischen und radiologischen Untersuchungen präoperativ und nach 3, 6, 9, 12, 18 sowie 24 Monaten postoperativ durchgeführt. Dabei wurden sowohl der Harris-Hip-Score als auch der Score nach Merle d'Aubigné und Postel verwendet. Die radiologischen Kontrollen erfolgten ebenfalls zu den oben angegebenen Zeitpunkten. Die angefertigten Röntgenbilder wurden insofern standardisiert, als die Aufnahmetechnik (orthograde Lagerung des Beines in einer kippstabilen Beinschiene) mit einem Aluminiumstufenkeil (-treppen)

ergänzt wurde (vgl. Kap. 11.9.1). Bei ca. 12 Patienten (30 Prozent) wurde die so standardisierte Röntgenaufnahme zur speziellen äquidensitometrischen Auswertung zur besseren (semiquantitativen/qualitativen) Beurteilung der Knochendichteveränderungen am Anatomischen Institut der Universität Köln (Prof. Koebke) ausgewertet.

Die Ergebnisse im eigenen Krankengut (n=40) betrugen im Durchschnitt beim Harris-Score 56,65 Punkte präoperativ, 93,7 Punkte nach 12 Monaten und 96,8 Punkte nach 24 Monaten. 88,2 Prozent bzw. 100 Prozent der Patienten zeigten anhand ihrer Scores nach 12 bzw. 24 Monaten ein ausgezeichnetes Ergebnis. Im Vergleich zu den Ergebnissen der multizentrischen Studien (69,79) liegen die unsere Ergebnisse durchaus in vergleichbaren Niveau: Der Durchschnitt beim Harris-Score betrug dort 48,02 Punkte präoperativ, 95,92 Punkte nach 12 Monaten und 94,78 Punkte nach 24 Monaten. 87 Prozent bzw. 95 Prozent der Patienten zeigten anhand der Score-Bewertung nach 12 bzw. 24 Monaten ein ausgezeichnetes Ergebnis (69,79)

Zu einer objektiveren Beurteilung der Hüftsituation und damit auch der Score-Bewertung wäre es sinnvoll gewesen, das Patientengut in verschiedene Gruppen in Abhängigkeit von anderen orthopädischen Erkrankungen einzuteilen, wie dies beispielsweise in einer Studie von Engh C.A. et al. (63) praktiziert wurde. Im Verlauf der Studie von Engh wurde einem Patienten ein Kniegelenkserersatz implantiert, ein anderer Patient litt unter einem Bandscheibenvorfall und ein weiterer unter degenerativen Wirbelsäulenveränderungen. Diese Patienten zeigten schlechtere Ergebnisse nach dem Harris-Score als der Durchschnitt. In Anbetracht der niedrigen Patientenzahl ist ein solches Vorgehen derzeit jedoch nicht praktikabel.

Nach Versorgung mit der Druckscheibenprothese nach Weber und Huggler oder der Mayo-Hüftschaftprothese zeigten sich ebenfalls vergleichbare Ergebnisse nach dem Harris-Hip-Score (70, 72, 185, 226). Die McMinn-Prothese schnitt in einer Studie von 2003 bei über 1000 Hüftprothesen mit einem postoperativen Harris-Hip-Score von 95 Punkten ab. Im Vergleich mit der NANOS-Prothesenversorgung schneidet die ESKA-Schenkelhalsprothese Typ CUT hingegen deutlich schlechter ab (79, 141). Nach Implantation eines CLS Spotorno-Schaftes z.B. beschreiben Semlitsch et al. (215) eine durchschnittliche Punktzahl von 94,3 nach dem Harris-Score bzw. von 16,7 nach dem Merle-d'Aubigné-Score, also vergleichbare Durchschnittswerte wie bei unseren Patienten auch.

13.1.3 Merle-d'Aubigné-und- Postel-Score

Die Addition aller Einzelkriterien des Merle-d'Aubigné-und-Postel-Score ergibt eine maximale Punktzahl von 18 Punkten. Nach dem Merle-d'Aubigné-Score erreichten die Patienten aus unseren eigenen Patientengut (n=40) bei einem Ausgangswert von 11,3 Punkten einen Durchschnittswert von 17,1 Punkten nach 12 Monaten bzw. 17,8 Punkten nach 24 Monaten. Die Scoreauswertung im Arbeitskreis (n=175) von sieben anderen Kliniken (s. Protheseentwicklung) mit Ein-Jahres Ergebnissen ist mit den Ergebnissen unserer Arbeit vergleichbar: Nach dem Merle-d'Aubigné-Score erreichten die Patienten bei einem Ausgangswert von 12,96 Punkten einen Durchschnittswert von 17,77 Punkten nach 12 Monaten bzw. 17,67 Punkten nach 24 Monaten. Diese Ergebnisse entsprechen in etwa jenen nach Implantation einer Standardprothese (121, 137).

13.2 Röntgenscores

Einige der o.g. Scores beinhalten neben der Erhebung klinischer Daten auch die Erhebung radiologischer Daten, so z.B. der Mayo-Hip-Score nach Kavanagh und Fitzgerald (121). Hierbei werden die Lysezonen im Bereich der Pfanne und des Femurs an der Prothese bzw. an der Zement-Knochengrenze nach Anzahl, bestimmten Zonen und der Breite des Lysesauks in mm numerisch erfasst. In ähnlicher Weise werden die radiologischen Kriterien bei dem Score nach Pellicci erhoben. In der Literatur ist kein spezieller radiologischer Score bei Hüftendoprothesen zu finden. Besonders herausgehoben werden allerdings periartikuläre Ossifikationen. Hier finden sich vier radiologische Klassifikationen (Brooker, de Lee, Nollen und Slooff, Arcq). Alle vier teilen die Verknöcherungen anhand ihrer Ausdehnung nach Graden ein. Arcq nennt 3 Grade, wobei Grad 0 vergeben wird, wenn keine Verknöcherung vorliegt, Grad 1 bei kleinen isolierten Inseln, Grad 2 bei vollständiger Überbrückung zwischen Trochanter major und Prothese und Grad 3 bei vollständiger Ummauerung der Prothese.

Die entscheidenden radiologischen Kriterien bei der Nachuntersuchung der NANOS-Prothese sind der CCD-Winkel, die knöcherne Struktur kranial und kaudal im Bereich

des Prothesenschaftes und der Auflagebereich des Prothesenschaftes an der medialen und lateralen Femurkortikalis.

Um insbesondere die biomechanisch kritischen Zonen im Auflagebereich des Prothesenschaftes beurteilen zu können, sind reproduzierbare radiologische Einstellungskriterien erforderlich (Standardisierung).

13.2.1 Radiologische Auswertung

Die radiologische Auswertung erfolgte anhand einer a.p. bzw. axialen Röntgenaufnahme der entsprechenden Hüfte. Die Aufnahmetechnik konnte nur insofern standardisiert erfolgen, als zur Lagerung der Patienten bzw. des jeweiligen Beines als spezielle Vorrichtung eine kippstabile Kunststoffschale benutzt wurde. Wie bereits erwähnt wurden die Röntgenaufnahmen zusätzlich mit einem Aluminiumstufenkeil armiert, um damit eine Graumusterstandardisierung zur äquidensitometrischen Auswertung vornehmen zu können. Die Qualität der Röntgenaufnahmen reichte aus, um die korrekte Position der Pfanne und des Prothesenschaftes, das Ausmaß möglicher Lageveränderungen (Migration), Resorptionssäume, Lockerungszeichen, knöcherne Strukturveränderungen oder auftretende heterotope Ossifikationen zu erkennen. Nach Implantation der NANOS-Schenkelhalsprothese kann man eine konstant zeitabhängige zunehmende Verdichtung der medialen und lateralen Kortikalis beobachten. Es erfolgt eine Dichtezunahme an der proximal-medialen Schenkelhalskortikalis, weniger direkt unterhalb der Schenkelhalsosteotomiestelle als etwas mehr distal im unteren Bereich des Adam'schen Bogens, was nicht ganz den Erwartungen der proximalen Krafteinleitung“ entspricht und durch den Charité-Report (Kapitel 11.9.3) beschrieben wird. Man muss davon ausgehen, dass nach den äquidensitometrischen sowie biomechanischen Kraftuntersuchungen der NANOS-Schenkelhalsprothese an der Übergangszone zwischen Prothesenschaft und -spitze eine Kraftübertragung im Bereich der medialen und lateralen Kortikalis sowie unterhalb des lateralen Prothesenendes mit konsekutiver Dichtezunahme des Knochens zu erwarten ist (226). Anders verhält sich die Dichtezunahme an der lateralen Kortikalis im Abstützungsbereich der Prothesenspitze: Hier kommt es postoperativ relativ bald zu einer deutlichen, im Verlauf der Monate zunehmenden Dichtekonzentration als Ausdruck von Druck- bzw. Scherkraftauswirkung mit entsprechender Kraftüberleitung

in die Diaphyse.

Bei einem Patienten (Nr. 34, bekannter Alkoholabusus) in unserem Patientenkollektiv konnte nur eine frühzeitige axiale Schaftmigration von 4 mm innerhalb der ersten acht Monate postoperativ nachgewiesen werden. In der weiteren Beobachtung hatte sich das Implantat definitiv stabilisiert.

Bei unseren Röntgenuntersuchungen konnte im gesamten Patientenkollektiv kein Zeichen von „stress-shielding“ nachgewiesen werden, was bei konventionellen Hüftprothesenschäften mit einer intramedullären Fixation als Reaktion des Knochens auf den implantierten Prothesenschaft in Abhängigkeit vom Implantattyp und Knochenregion relativ häufig vorkommt (6,100,120,177). Dies ist auf eine relativ konzentrisch dosierte physiologische Belastung und Kraftverteilungsmuster im implantierten Knochen zurückzuführen. Daneben zeigt sich im weiteren postoperativen Verlauf eine deutliche Zunahme der Knochendichte an den Prädilektionsstellen in den Zonen IV, II und VI nach Fuchs, und zwar in den Bereichen, in denen sich die Prothese abstützt.

Durch die unmittelbar perioperativ durchgeführte Radiatio und die orale Prophylaxe mit Indometacin, die routinemäßig in unserer orthopädischen Abteilung durchgeführt wird, traten keine heterotopen Ossifikationen auf, im Gegensatz zu vergleichbaren anderen Schenkelhalsprothesenmodelle, wie z.B. ESKA-Prothese Typ Cut (Studie von Specht J. et al.) (224, 225, 227).

13.2.2 CCD-Winkel

Gemessen wurde der projizierte CCD (Caput-Collum-Diaphyse)-Winkel, soweit es die Standardisierungsmöglichkeit der Röntgentechnik zuließ. Somit sind die Werte als Näherungswerte anzusehen. Die NANOS-Prothesen wurden mit einem nahezu anatomischen CCD-Winkel implantiert (ca. 130 °), was ja auch durch die geforderte Implantationstechnik mit paralleler Anlage des distalen Prothesendrittels an der lateralen Kortikalis geometrisch zwangsweise zu erwarten ist.

13.2.3 Offset

Im unserem Patientengut zeigte sich das Offset im Vergleich zur präoperativen

Situation fast unverändert. Aufgrund des fast physiologischen Offsets erkannte man auch bei diesen Patienten keine muskulären Probleme. Nur im beschriebenen Fall (Nr.34) kam es bei einer zunehmenden Sinterung des Prothesenschaftes mit Verkürzung (über 4mm) des Kraftarmes es zu einer teilweisen Insuffizienz der Abduktoren-muskulatur mit einem positiven Trendelenburg-Zeichen.

13.2.4 Äquidensitometrische Auswertung

Zur qualitativen Beurteilung von Kraftflussveränderungen des periprotetischen Knochengewebes wurden äquidensitometrische Vergleichsuntersuchungen durchgeführt, um die Veränderungen der Knochendichte nach Implantation der NANOS-Schenkelhalsprothese semiquantitativ aufzeigen können (78, 80). Unter der Annahme, dass die Festigkeit des Knochens proportional zum Kalksalzgehalt ist, kann von der densitometrisch bestimmten Materialdichte auf die lokale Festigkeit geschlossen werden (3). Die Veränderungen der Knochendichte entsprechen dem biomechanischen Druckverteilungsmuster, wie es vom Wolf'schen Gesetz her bekannt ist. Wolf beschrieb 1901 in seinem „Transformationsgesetz“, dass sich die Struktur und die Masse des Knochens nach der funktionellen Belastung ausrichten (144, 253, 254). Bedingt durch eine sogenannte dynamische Kraftübertragung der Prothese zeigten unsere Patienten bei der äquidensitometrischen Auswertung eine deutliche Zunahme der Kortikalisdichte medial, vor allem in der Übergangszone V/IV nach Fuchs sowie eine vermehrte Belastung lateral und unterhalb des Prothesenschaftes in Zone VI. Koebke J. et al. werteten in einer Studie aus dem Jahr 2005 die Röntgenbilder von sieben Patienten sowohl drei Monate als auch ein Jahr nach Implantation einer NANOS-Schenkelhalsprothese densitometrisch aus. Die Auswertung der Äquidensitometrie zeigt neben dem erkennbaren Implantatsitz an bestimmten periimplantären Knochenarealen nahezu konstante – und wie später gezeigt werden kann – reproduzierbare Dichteveränderungen im Sinne von Zunahmen. Diese finden sich – jeweils in Abhängigkeit des postoperativen Zeitfaktors (-intervalls) – im Bereich der medialen und lateralen Kortikalis der Prothese in der Übergangszone (entspricht Zone IV/V und II/I). Da die auftretenden Druckspannungen größer als die Zugspannungen sind, wird die mediale Kortikalis dichter und dicker als die laterale (Abb.18). Eine alternative Methode zur Beurteilung von Grenzzonenaktivitäten stellt unter anderem die

Knochenszintigraphie (bone scan) dar.

Specht J. et al. (224, 225) untersuchten im Rahmen einer prospektiven Studie 20 Patienten nach Implantation der ESKA-Schenkelhalsprothese nach 3, 6 und 12 Monaten sowohl röntgenologisch als auch szintigraphisch. Das Maximum szintigraphischer Anreicherungen war am proximalen und medialen Schenkelhals lokalisiert und nahm zur Prothesenspitze hin ab. Nicht nur spannungsoptisch, sondern auch radiodensitometrisch zeigt sich in diesem Bereich die größte Lasteinleitung. Diese Studien bestätigen unsere Ergebnisse nach Implantation von NANOS-Prothesen insofern, als sie die Hauptveränderungen hinsichtlich der Dichtezunahme nicht im Schenkelhals, sondern am metaphysären Übergang zur Diaphyse, also deutlich tiefer, mit Schwerpunkt an der medialen und lateralen Kortikalis lokalisieren (s. auch Abb.18). Allerdings ließen unsere äquidensitometrischen Auswertungen beim Vergleich mit den präoperativen Aufnahmen keinerlei Veränderungen erkennen hinsichtlich der Knochendichte im Bereich des Trochanter majors, wie dies auch von Standardschäften her bekannt ist.

Bei der Druckscheibenprothese hingegen zeigten sich anhand biodynamischer Untersuchungen (34) Spitzenspannungen, vor allem im Bereich der Kortikalis-schrauben, was eher einer unphysiologischen Kraftkonzentration entspricht.

Da die äquidensitometrische Auswertung anhand standardisierter Röntgenbilder erfolgt und nicht anhand einzelner Schnittbildern, kommt es zu Überlagerungen der Schichten, sodass diese Bilder trotz einer Auswertung in zwei Ebenen nur einen Überblick gewähren. Wie sich die einzelnen Bereiche um die Prothese verhalten, wäre in einer weiterführenden Studie mit quantitativen Verfahren genauer zu überprüfen.

13.3 Komplikationen

Wie bereits beschrieben konnten in unseren eigenen Patientengut erfreulicherweise keine allgemeinen Komplikationen wie z. B. Tromboembolien, Infektionen, Blutungen, Nervenverletzungen etc. dokumentiert werden.

Implantatspezifisch traten in 5 Prozent der Fälle Fissuren des Schenkelhalses beim Aufraspeln bzw. Einschlagen der Prothese auf, die jedoch nicht versorgungspflichtig waren. Es konnten keine Luxationen und keine Impingementsymptomatik verzeichnet werden. In nur sechs Fällen (15 Prozent) traten Beinlängendifferenzen von weniger als

15 mm auf. In einer Studie von Stukenborg-Colsman et al. über andere Schenkelhalsprothesen werden Beinlängendifferenzen in 90 Prozent der Fälle beschrieben (226).

Insgesamt zeigt die NANOS-Schenkelhalsprothese im vergleichbaren Zeitraum eine geringere Komplikations- und Lockerungsrate als konventionelle Hüftendoprothesen-schäfte.

In der Literatur schwanken die Revisionsraten im Rahmen einer septischen Lockerung zwischen 2 und 6 Prozent nach Implantation einer Standardprothese (217). Im Schwedischen Register wird eine Revisionsrate von 17,9 Prozent bei zementfreien Prothesen und von 7,4 Prozent bei zementierten Hüftprothesen beschrieben (149, 150). Ursachen für Prothesenlockerungen sind hauptsächlich aseptische Prothesenlockerungen (75,3 Prozent), Infektionen (7,6 Prozent) oder technische Fehler bzw. Dislokationen (8,8 Prozent) (149, 150).

Nach Implantation von McMinn-Kappen-Prothesen (161) zeigten sich bei den nachuntersuchten Patienten lediglich vier Femurhalsfrakturen (0,33 Prozent). Diese traten alle in den ersten drei postoperativen Monaten auf und dies besonders bei Patienten mit schlechter Knochenqualität, z.B. bei generalisierter Osteoporose oder auch unter Einnahme von Steroiden bei Polyarthrit. Daneben traten zwei Infektionen (0,17 Prozent) und eine avaskuläre Kopfnekrose (0,08 Prozent) auf, somit also eine eher geringe Komplikationsquote. Daneben zeigt sich nach drei Jahren keine Lockerung der Implantate, was für eine gute Fixierung der einzelnen Komponenten spricht. Somit scheint der Hüftoberflächenersatz mit Metall-Metall-Gleitlagern eine weitere Alternative für junge Patienten mit guter Knochenqualität zu sein.

Innerhalb einer Nachuntersuchungsstudie von Oehme S. (185) nach Implantation der Mayo-Schenkelhals-Prothese werden – ähnlich unseren Ergebnissen – nach zwei Jahren tendenziell sogar bessere Resultate als nach Standard-Hüftprothesen aufgezeigt. Aber auch hier fehlen bisher aussagekräftige Langzeitergebnisse.

13.4 Patientenkollektiv (n=40)

Zu Beginn dieser Studie wurden die Patienten hauptsächlich aufgrund ihres Alters und ihrer Belastungsaktivität selektiert. Unter der Indikationsstellung Dysplasiecoxarthrose (65 Prozent), primäre Coxarthrose (22,5 Prozent) oder idiopathische Hüftkopfnekrose

(12,5 Prozent) wurden Patienten um das 55. Lebensjahr unter der Voraussetzung einer geeigneten Knochenqualität für die Versorgung mit der NANOS-Prothese ausgewählt. Während in unserer Klinik die Hauptindikation im Bereich der Dysplasiecoxarthrose zu finden ist, zeigt das Schwedische Register als Hauptindikation die primäre Arthrose, und zwar mit einer Häufigkeit von ca. 75 Prozent (149, 150). Dies erklärt sich vor allem durch das junge Patientenkollektiv unserer Studie.

Eine anfangs eher untergeordnete Rolle spielte das körperliche Erscheinungsbild bzw. die Compliance des Patienten, welche natürlich initial schwer einzuschätzen ist. Im Laufe der Studie wurde auf diese Merkmale stärker geachtet.

Daneben beeinflusst auch die körperliche Konstitution die postoperativen Ergebnisse. Die adipösen 7 Patienten mit einem BMI > 30 erreichten einen postoperativen Harris-Score von nur 86,2 Punkten im Vergleich zu 96,8 Punkten im Gesamtkollektiv. Nach dem Merle-d'Aubigné-Score errechnete sich bei diesem Patientenkollektiv ein postoperativer Wert von 15,4 Punkten im Vergleich zu 17,8 Punkten im gesamten Patientengut. Als Konsequenz sollte der BMI restriktiver bei der Indikationsstellung Berücksichtigung finden.

14. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit werden die ersten röntgenologischen und klinischen Frühergebnisse von zementlosen Schenkelhalsprothesen Typ NANOS vorgestellt. Insgesamt wurden in der Orthopädischen Klinik Bayreuth vom Juni 2004 bis Mai 2006, 45 Patienten mit einer Schenkelhalsprothese vom Typ NANOS operiert.

In einer prospektiven Studie konnten 40 Patienten (20 männliche und 20 weibliche Patienten) im Zeitraum von Juni 2004 bis Mai 2006, die mit einer NANOS-Schenkelhalsprothese versorgt worden waren, sowohl präoperativ wie auch nach 3 Monaten (18 Patienten), 6 Monaten (15 Patienten), 9 Monaten (3 Patienten), 12 Monaten (17 Patienten), 18 Monaten (4 Patienten) und 24 Monaten (7 Patienten) sowohl klinisch als auch radiologisch nachuntersucht werden.

Das Durchschnittsalter der Patienten betrug 52,8 Jahre (der jüngste Patient war 39, der älteste 67 Jahre alt). Die Körpergröße betrug durchschnittlich 171 cm (Minimum 148 cm, Maximum 195 cm). Beim Körpergewicht errechnete sich ein Mittelwert von 78 kg (Minimum 52 kg, Maximum 106 kg). Der durchschnittliche Body Mass Index (BMI)

lag bei 27,04 kg/m² (Minimum 20,20 kg/m², Maximum 35,44 kg/m²) und damit leicht über dem Normalbereich von 20-25 kg/m².

Indikationen für einen Gelenkersatz waren Dysplasiecoxarthrose (65 Prozent), primäre Coxarthrose (22,5 Prozent) oder Hüftkopfnekrose (12,5 Prozent). Zur Beurteilung der klinischen Situation wurden der Harris-Hip-Score und der Merle d'Aubigné-und Postel-Score verwendet. Präoperativ erreichten die Patienten einen Mittelwert von 56,65 Punkten nach dem Harris-Hip-Score. Postoperativ errechnete sich ein Mittelwert von 93,7 Punkten nach 12 Monaten und 96,8 Punkten nach 24 Monaten. Die Klassifizierung des Harris-Hip-Scores erfolgte nach Adolphson (1). Nach 12 Monaten zeigten 88,2 Prozent ein ausgezeichnetes, 5,8 Prozent ein gutes und 5,8 Prozent ein schlechtes Ergebnis. Alle sieben Patienten zeigten nach 24 Monaten ein sehr gutes Ergebnis. Nach dem Merle-d'Aubigné-und Postel-Score erreichten die Patienten einen durchschnittlichen präoperativen Wert von 11,3 Punkten, der nach 12 Monaten auf 17,1 Punkte und nach 24 Monaten auf 17,8 Punkte anstieg. Demnach wiesen nach einem Jahr 88,2 Prozent ein sehr gutes Ergebnis auf, 5,8 Prozent ein gutes und 5,8 Prozent ein mittelmäßiges. Nach zwei Jahren zeigten 100 Prozent (sieben Patienten) ein sehr gutes Ergebnis.

Die entsprechende Scorauswertung der multizentrischen Vergleichstudie (in 6 Kliniken mit dem Patientenzahl n=175) für einen postoperativen Zeitraum von 12 Monaten postoperativ, ergeben Wert, die mit unserem Patientenkollektiv vergleichbar sind. Der Durchschnitt beim Harris-Hip-Score beträgt hier 48,02 Punkte präoperativ und 95,92 Punkte nach 12 Monaten. Nach dem Merle-d'Aubigné-und Postel-Score erreichten die Patienten des Arbeitskreises nach einem durchschnittlich präoperativen Ausgangswert von 12,96 Punkten, nach 12 Monaten von 17,77 Punkten, also bei 17,67 Punkten des eigenen Kollektives nahezu auf gleichen Level.

Insgesamt waren in unseren eigenen Krankengut (n=40), außer dem unten beschriebenen Fall bei keinem Prothesenschaft während der Nachuntersuchung Lyse-Säume oder Lockerungszeichen festzustellen. Bei einem Patienten – Nr.34 (2,5 Prozent) entstand beim Einschlagen des Prothesenschaftes eine Fissur des Schenkelhalses. Diese war jedoch nicht versorgungspflichtig. Ein Patient (2,5 Prozent) zeigte röntgenologisch ein zunehmendes Einsinken des Prothesenschaftes. Nach sieben bis acht Monaten postoperativ betrug die axiale Migration (Sinterung) über 4 mm. Der Patient ist beschwerdefrei und bei einer Beinverkürzung von ca. 5 mm auch frei beweglich. Eine

ursprünglich vorgesehene Revisionsoperation wurde bei Nachweis sekundär stabilisiertem Prothesenschaft wieder storniert. In sechs Fällen wurden Beinlängendifferenzen (BLD) $\leq 1,5$ cm (15,0 Prozent) festgestellt.

Anhand äquidensitometrischer Auswertungen konnte bereits nach drei Monaten eine beginnende, nach 12 und 24 Monaten deutlich Dichtezunahme der medialen und lateralen Kortikalis festgestellt werden. Dies vor allem an der Übergangszone zwischen Prothesenschaft und Prothesenspitze der Zone IV/V und I/II (Verankerungszone der Prothese). Daneben sieht man auch eine deutliche Dichtezunahme an der lateralen Kortikalis in Zone II, wo sich die Prothese abstützt, als Ausdruck zonenstarker Kräftekonzentration. Diese Veränderungen entsprechen dem Wolff'schen Transformationsgesetz.

Von den 40 operierten Patienten beschrieben alle eine deutliche Verbesserung der Funktion und eine Verminderung der Beschwerden in Vergleich zur präoperativen Situation. Nur ein Patient (2,5 Prozent) beklagte Wetterfühligkeit an der operierten Seite. Aufgrund einer Zufriedenheit der Patienten von 94,2 Prozent innerhalb der ersten zwei Jahre besteht für die NANOS-Schenkelhalsprothese in unserer Klinik eine feste Indikation, insbesondere für jüngere, aktive Patienten. Grundsätzlich ist zurzeit auch keine Veränderung des Implantats, seiner Oberflächen oder seines Designs notwendig. Neben dem Patientenalter spielt die biologische Verfassung, die Belastungsart und damit tribologische Kriterien für die Dauerstabilität der Prothese eine wichtige Rolle. Ein BMI >30 ist nach unseren Erfahrungen als Kontraindikation zu werten. Aufgrund unserer Ergebnisse kann dieser Prothesentyp mit den gesamten Implantationsverfahren unter Beachtung der genannten Indikations- und Kontraindikationsbedingungen als eine empfehlenswerte Alternative zu konventionellen Hüftendprothesen, zumal in der Kombination mit minimal-invasivem Vorgehen, betrachtet werden. Die Zukunft der NANOS-Schenkelhalsprothese hängt von den weiteren klinischen Erfahrungen und den Langzeitergebnissen ab.

15. Summary

This paper presents the first early radiographic and clinical results of trials with the uncemented femoral-neck prosthesis, type Nanos.

In this trial in the Orthopedic Clinic Bayreuth, lasting from June 2004 to May 2006, 45

patients were treated with a Nanos femoral-neck prosthesis. The total number of patients was 45, of which 40 patients returned to our out-patient department for follow-up examinations.

In prospective study were 40 patients (20 men, 20 women) from June 2004 to May 2006 treated with a Nanos femoral-neck prosthesis and followed by regular clinical as well as radiographic check-ups after 3 months (18 patients), 6 months (15 patients), 9 months (3 patients), 12 months (17 patients), 18 months (4 patients) and 24 months (7 patients). At the time of the operation, their average age was 52,8 years (the youngest patient was 39 the oldest 67 years old). The average height was 1,71 m (min. 1,48m , max. 1,95m). The average weight was 78 kg (min. 52 kg , max. 106 kg). Average Body Mass Index (BMI) was 27,04 kg/m² (min. 20,20 kg/m², max. 35,44 kg/m²) and so slightly over the normal range of 20 – 25 kg/m².

Indications for hip replacement were osteoarthritis by hip displasia (65%), primary arthrosis of the hip (22.5%) or osteonecrosis of the femoral head (12.5%).

The evaluation of the medical situation was based on the Harris-Hip- and Merle-d'Aubigné-Postel-Scores. Before the operation, the average Harris-Hip-Score of the patients was 56,65 points.

After the operation, the average score was 93.7 points after 12 months and 96.8 points after 24 months. The Harris-Scores were classified according to Adolphson (1).

Results after 12 months were 88.2 % excellent, 5.8% good, and 5.8 % poor. After 24 months, all seven patients showed excellent results.

According to the Merle-d'Aubigné-Postel-Scores the patients had an average score of 11.3 points before the operation which rose to 17.1 points after 12 months and 17.8 points after 24 months.

Therefore, after one year 88.2% had excellent results, 5.8% good and 5.8% poor results. After two years, 100% (7 patients) had excellent results.

The score results in the multicentral project team (of six other clinics n=175) for the first 12 months after operation are comparable to our own.

The average Harris-Score was here 48.02 points before the operation, 95.92 points after 12 months.

According to the Merle-d'Aubigné-Postel-Scores the patients had an average score of 12.96 points before the operation which rose to 17.77 points after 12 months and are nearly to our own level with 17,1 points.

The follow-up examinations showed except for one following case no border-lysis or signs of loosening in the area of prosthesis stems.

In the case of one patient (2.5%) a fissure of the femoral neck was caused when hammering in the prosthesis stem.

The x-rays of one patient - Nr.34 (2,5 %) showed progressive sinking-in of the prosthesis stem. Seven to eight months after the operation, the axial movement (migration) was over ca. 4 mm. The patient now has no problems and with one leg shorter by 4 mm is completely mobile.

An originally planned corrective operation was later cancelled when the prosthesis stem was proved to be stable.

In six cases, there were differences in leg-length ≤ 1.5 cm (15.0 %).

Based on densitometric readings, after just three months there was already a noticeable increase in density and after 12 and 24 a clear increase in density on the medial and lateral cortex. Mainly was it in the transition area between the prosthesis stem and the hip of the prosthesis in zone IV/V and I/II (anchoring zone of the prosthesis). There was also a clear increase in density on the lateral cortex in zone II where the prosthesis is mainly supported marking the zones of strong increased forces. These changes are in accordance with Wolff's Law of Transformation "form follows functions".

All of the 40 patients operated on described a marked improvement of function and less discomfort in comparison to the situation before the operation.

Only one patient (2.5%) complained of sensitivity to weather changes on the operated side.

As 95% of the patients were satisfied with the results within the first two years, there is now a firm indication for the implantation of the Nanos femoral-neck prosthesis in our clinic, especially for younger and more active patients. At the moment, we see no need for modifications of the implant, neither of the surfaces nor of the design.

For the long-term biological stability of the prosthesis besides the patient's age, the general physical condition and tribology play an important part.

According to our experiences, a BMI ≥ 30 must be considered a contraindication.

On the strength of our results this type of prosthesis together with the implantation technique and taking into account the necessary indication and contraindication, can be considered a commendable alternative to conventional hip prostheses.

16. Anhang

17. Statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden in einer Computerdatei erfasst. Die statistische Beratung wurde durch Dr. Helmut Schlumprecht (Statistik-Service in Bayreuth) durchgeführt. Dazu wurden die Programme Microsoft Excel und Word 2000 verwendet. Die Prüfung der Relevanz der gewonnenen Ergebnisse wurde mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe des SSPS-Programms 14.0, des Statistica-Programms 7.0 für Windows, sowie des Excel-Add-in-Programms XLStat von T. Fahmy (2006).

Nach Prüfen der Zulässigkeit wurde für die erhobenen Daten der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test für gepaarte Stichproben verwendet. Dieser beruht auf mindestens ordinaleskalierten Daten aus einer Stichprobe, d.h. die Daten sind voneinander abhängig, müssen aber nicht normal verteilt sein. Unter diesen Voraussetzungen wurden Mittelwert und Standardabweichung bestimmt.

Zur Prüfung der Signifikanz der postoperativen Veränderungen im Harris- bzw. Merle-d'Aubigné-Score bei einem Patientengut von 17 Patienten nach 1 Jahr bzw. 7 Patienten nach 2 Jahren im Vergleich zur präoperativen Ausgangssituation wurde ebenfalls der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test eingesetzt. Als signifikant werden, wie in der Statistik üblich, 2-seitige Punktwerte $p \leq 0.05$ bezeichnet. Die p-Werte wurden mittels Bonferroni-Methode für multiples Testen adjustiert.

Die Ergebnisse zeigen trotz einer relativ geringen Patientenzahl signifikante Veränderungen in den verwendeten klinischen Scores nach Harris-Hip- und Merle-d'Aubigné-und-Postel, da alle 2-seitigen Punktwerte $p \leq 0.05$ sind.

Wie die o.g. Analysen zeigen, besteht eine bedeutende Zunahme bei den Ergebnissen nach den Harris-Hip- und Merle- d'Aubigné-und-Postel-Scores im Laufe der Beobachtungszeit. Innerhalb des Patientenkollektivs sind die Veränderungen signifikant.

Davon unabhängig ist die Frage der Verallgemeinbarkeit. Da nur ein Patientenkollektiv untersucht wurde (N = 1, mit 40 Patienten), kann keine Allgemeingültigkeit der Ergebnisse beansprucht werden.

Die Auswertung richtet sich nach:

1. Bortz J., Lienert G., Boehnke K.: „Verteilungsfreie Methoden in der Biostatistik.“ Springer, Berlin (1990): 375 .
2. Sachs L.: „Angewandte Statistik.“ 11. Auflage, Springer, Berlin (2004): 889.
3. Trampisch H., Windeler J.: „Medizinische Statistik.“ 2. Auflage, Springer, Berlin (2000): 375.

17. Literaturverzeichnis

1. Adolphson P.: Femoral cortical remodelling after uncemented total hip arthroplasty – a prospective radiologic study of 26 hips followed for 2 to 4 years”. In: J Arthroplasty 12 (1997): 99-105.
2. Almann R. D., Hochberg M. C., Moskowitz R. W., Schnitzer T. J.: “ Recommendations for medical management of osteoarthritis of the hip and knee”. In: Arthritis rheum 43 (2000): 1905-1915.
3. Amtmann E.: “Densitometrische Analysen der Materialverteilung in der Schaftmitte des menschlichen Femurs”. In: Verh Anat Ges 70 (1976): 667-674.
4. Amtmann E., Schmitt H. P.:” Über die Verteilung der Corticalisdichte im menschlichen Femurschaft und ihre Bedeutung für die Bestimmung der Knochenfestigkeit”.In: Z Anat Entw Gesch 127 (1968): 25-41.
5. Anderson L. D., Hamsa W. R. jr., Waring T. L.: “Femoral-head prostheses – a view of three hundred and fifty-six operations and their results”. In: J Bone Joint Surg Am 46 (1964): 1049-1065.
6. Ang K. C., Das De. S., Goh J. C. H., Low S. J., Bose K.: ”Periprotetic bone remodelling after cementless total hip arthroplasty:a prospective comparison of two different implant designs”. In: J Bone Joint Surg Br 79 (1997): 675-679.
7. Antolic V. et al.: "Hip biomechanics in orthopaedic clinical practice". In: Cell Mol. Biol. Lett. 7.2 (2002): 311-315.
8. Arnold A. S. et al.: "Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: a framework for investigating the causes of crouch gait". In: J. Biomech. 38.11 (2005): 2181-2189.
9. Babisch J., Blumentritt S.: “Biomechanische Untersuchungen an aseptisch gelockerten Hüfttotalendoprothesen und deren Konsequenzen für die präoperative Planung der Hüftalloarthroplastik“. In: Orthopädische Praxis (1992): 424-430.
10. Bannon B. P., Mild E. E.: “Titanium alloys for biomaterial application: a overview”. pp.7-15.Titanium Alloys in Surgical Implants. Symposium Phoenix. ASTM; Philadelphia, 1983.
11. Barton R.: „Die Durchtrennung eines versteiften Hüftgelenkes“. In: Der Chirurg 26 (1956): 182-187.

12. Bauer T. W., Schils J.: "The pathology of total joint arthroplasty. I. Mechanisms of implant fixation". In: Skeletal Radiol (1999): 423-432.
13. Beck M., Sledge J. B., Gautier E., Dora C. F., Ganz R.:
"The anatomy and function of the gluteus medius muscle". In: J Bone Joint Surg Br (2000): 358-363.
14. Beck A., Rüter A.: "Schenkelhalsfrakturen – Diagnostik und therapeutisches Vorgehen". In: Unfallchirurg 101 (1998): 634-648.
15. Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G. N.: "Hip contact forces and gait patterns from routine activities". In: J Biomech 34 (2001): 859-871.
16. Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: "Hip joint loading during walking and running, measured in two patients". In: J Biomech 26 (1993): 969-990.
17. Birkenhauer B., Kistmacher H., Ries J.: "Zementfreie Schenkelhalsschraubenprothese Typ Spiron. Konzeption und erste klinische Ergebnisse". In: Orthopäde 33 (2004): 1259-1266.
18. Boden H.: "Total hip arthroplasty with an uncemented hydroxyapatite-coated tapered titanium stem: results at a minimum of 10 years' follow-up in 104 hips". In: J. Orthop. Sci. 11 (2006): 175-179.
19. Boden H., Adolphson P., Oberg M.: "Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation". In: Arch. Orthop. Trauma Surg. 124.6 (2004): 382-92.
20. Bohler N., Lack W.: "The Role of Osteotomies in the 90's". In: Orthopedics 18 (1995): 819.
21. Boos N., Krushell R., Ganz R., Muller M.: "Total Hip Arthroplasty after Previous Proximal Femoral Osteotomy". In: J Bone Joint Surg Br 79 (1997): 247.
22. Boutin, P.: "Total Hip Arthroplasty Using a Ceramic Prothesis. Pierre Boutin (1924-1989)". Clin. Orthop. 2000;(379):3-11.
23. Breusch S. J., Aldinger P. R., Thomsen M., Ewerbeck V., Lukoschek M.: "Verankerungsprinzipien in der Hüftendoprothetik. Teil I: Prothesenstiel". In: Unfallchirurg 103: 918-931 (2000).
24. Brinckmann P., Frobin W., Leivseth G.: "Orthopädische Biomechanik". Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (2000): 74-90 und 141-160.

25. Blumentritt S.: "Die Beziehung zwischen dem Gang des Menschen und dem Hüftgelenkaufbau in der Frontalebene". In: Gegenbaurs morphologisches Jahrbuch 136 (1990): 677-693.
26. Blumentritt S.: "Biomechanische Bauprinzipien des menschlichen Hüftgelenkes in der Frontalebene". In: Gegenbaurs morphol. Jahrb. 134 (1988): 221-240.
27. Bobyn J. D., Mortimer E. S., Glassman A. H., Engh C. A., Miller J. E., Brooks C. E.: "Producing and avoiding stress shielding-laboratory and clinical observations of noncemented total hip arthroplasty". In: Clin Orthop 274 (1992): 79-96.
28. Buchholz H. W.: "Das künstliche Hüftgelenk Modell St. Georg". In: Cotta H. K., Schulitz P.: Der totale Hüftgelenkersatz. Thieme-Verlag Stuttgart (1973): 81-92.
29. Buchholz H. W. et al.: "Early experiences with the total mini hip-joint endoprosthesis (St. George Mini model) in dysplasia coxarthrosis". In: Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 123.5 (1985): 829-836.
30. Buchholz H. W., Heinert K.: "Long-term results of cemented arthroplasty. Analysis of complications fifteen years after operation". In: Orthop. Clin. North Am. 19.3 (1988): 531-540.
31. Buchholz H. W., Heinert K., Wargenau M.: "Follow-up of hip endoprostheses following completion of true stress conditions over a 10-year period". In: Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 123.5 (1985): 815-820.
32. Buckwalter A. E. et al.: "Results of Charnley total hip arthroplasty with use of improved femoral cementing techniques. A concise follow-up, at a minimum of twenty-five years, of a previous report". In: J. Bone Joint Surg. Am. 88.7 (2006): 1481-85.
33. Bühling K. J., Lepenies J., Witt K.: "Intensivkurs: Allgemeine und spezielle Pathologie". Urban & Schwarzenberg-Verlag, München, Wien, Baltimore (1995): 374-385.
34. Bürger F., Gruber G., Nietert M., Landrock E.: "Biodynamische Untersuchungen zur Druckscheibenprothese des Hüftgelenkes". In: Z Orthop 116 (2000): Dt. Orthopädenkongress 2000.
35. Callaghan J. J. et al.: "Clinical biomechanics of wear in total hip arthroplasty". In: Iowa Orthop. J. 23 (2003): 1-12.
36. Catelas I. et al.: "Wear particles from metal-on-metal total hip replacements: effects of implant design and implantation time". In: Proc. Inst. Mech. Eng [H.] 220.2 (2006): 195-208.

37. Catelas I. et al.: "Comparison of in vitro with in vivo characteristics of wear particles from metal-metal hip implants". In: J. Biomed. Mater. Res. B Appl. Biomater. 70.2 (2004): 167-178.
38. Charnley J.: "Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur". In: J. Bone Joint Surg 42 B No. 1 (1960): 28-30.
39. Charnley J.: "Arthroplasty of the hip a new operation". In: The Lancet May 27 (1961): 1129-1132.
40. Charnley J.: "Total hip replacement by low-friction arthroplasty". In: Clin. Orthop. 72 (1970): 46-68.
41. Charnley J., Cupic Z.: "The Nine and Ten Year Results of the Low-Friction Arthroplasty of the Hip". In: Clin. Orthop. 95 (1973): 9-25.
42. Charnley J.: "The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention 1970". In: Clin. Orthop. Relat Res. 430 (2005): 3-11.
43. Chen C. J. et al.: "Second-generation porous-coated cementless total hip arthroplasties have high survival". In: Clin. Orthop. Relat Res. 451 (2006): 121-127.
44. Chiari K., Zweymüller K., Paltrinieri M., Trentani C., Stärk N.: „Eine keramische Hüfttotalendoprothese zur zementfreien Implantation. Vorläufige Mitteilung“. In: Arch. orthop. Unfall-Chir. 89 (1977):305-313.
45. Cuckler J. M., Roberson J.R. , Lemons J., Sauer W. L., Beals N. B., Kovacs P.: "A critical appraisal of the morse taper in THA". A scientific exhibit at the American Academy of Orthopaedic Surgeons meeting (1996): p1-5, Atlanta.
46. Cuckler J. M.: "Limb length and stability in total hip replacement". In: Orthopedics 28.9 (2005): 951-953.
47. Cuckler J. M.: "The rationale for metal-on-metal total hip arthroplasty". In: Clin. Orthop. Relat Res. 441 (2005): 132-136.
48. Cuckler J. M.: "The optimal metal-metal arthroplasty is still a total hip arthroplasty: in the affirmative". In: J. Arthroplasty 21.4 Suppl 1 (2006): 74-76.
49. Davy D. T., Kotzar G. M., Brown R. H., Heiple K. G., Goldberg V. M., Heiple K. G. jr., Berilla J., Burstein A. H.: "Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty". In: J Bone Joint Surg [Am] 70 (1988): 45-50.
50. Debrunner H. U.: "Studien zur Biomechanik des Hüftgelenkes. Ein neues Modell für die Berechnung der Hüftbelastung". In: Z Orthop 113 (1975): 377-388.
51. Decking R. et al.: "Changes in strain distribution of loaded proximal femora caused

- by different types of cementless femoral stems". In: Clin. Biomech. (Bristol., Avon.) 21.5 (2006): 495-501.
52. Delp S. L., Bleck E. E., Zajac F. E., Bollini G.: "Biomechanical analysis of the Chiari pelvic osteotomy. Preserving hip abductor strength". In: Clin Orthop (1990): 189-198.
53. Delp S. L., Maloney W.: "Effects of hip center location on the moment-generating capacity of the muscles". In: J Biomech (1993): 485-499.
54. Delp S. L., Komattu A. V., Wixson R. L.: "Superior displacement of the hip in total joint replacement: Effects of prosthetic neck length, neck-stem angle and anteversion angle on the moment-generating capacity of the muscles". In: J Orthop Res (1994): 860-870.
55. Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und Traumatologie + Berufsverband der Ärzte für Orthopädie (Hrsg): "Leitlinien der Orthopädie". Dt.Ärzte-Verlag, Köln (1999): 97-105.
56. Doherty M., Dougades M.: "Evidence-based management of osteoarthritis: Practical issues relating to the data". In: Best Pract. Res. Clin. Rheumatol. 15 (2001): 517-525.
57. Dörre E., Dawihl W., Altmeyer G.: „Dauerfestigkeit keramischer Hüftendoprothesen“. In: Biomed Tech 22 (1977) : 3-7.
58. Draenert K., Draenert T.: "Möglichkeiten und Grenzen einer zementfreien Verankerung von Endoprothesen". In: E. Morscher: Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (1983): 216-225.
59. Duda G., Schneider N., Chao E. Y.: "Internal forces and moments in the femur during walking". In: J Biomech (1997): 933-941.
60. Duda G., Heller M.: "Bedeutung der komplexen muskulo-skelettalen Beanspruchung für die Hüftendoprothetik". In: Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP, C. Perka und H. Zippel (Hrsg.), Einhorn-Presse-Verlag, (2000):17-19.
61. Dujardin F. H. , Bocquet G., Ertaud J. Y., Thomine J. M.: "Quantitative assessment of cortical bone remodelling from routine radiographs of total hip arthroplasty". In: Med eng phys 18 (1996): 489-494.
62. Eisler T., Svensson O., Muren C., Elmstedt E.: "Early loosening of the stemmed McMinn cup". In: J Artoplasty 16 (2001): 871-876.
63. Engh C. A., Bobyn J. D., Glassmann A. H.: "Porous coated hip replacement – the

- factors of bone ingrowth, stress shielding and clinical results". In: J Bone Joint Surg Br 69 (1987): 140-170.
64. Engh C. A., Bobyn J. D.: "Biological fixation in total hip arthroplasty". Thorofare, New Jersey, Slack (1985): 140-170.
65. Engh C. A., Massin P., Suthers K. E.: "Roentgenographic assessment of the biologic fixation of porous-surfaced femoral components". In: Clin. Orthop. 257 (1990):107-128.
66. Engh C. A., McGovern T. F., Schmidt L. M.: "Roentgenographic densitometry of bone adjacent to a femoral prosthesis". In: Clin Orthop 292 (1993): 177-190.
67. Ender S. A. et al.: "The femoral neck prosthesis CUT. Three- to six-year results". In: Orthopäde 35.8 (2006): 841-847.
68. ESKA-Implants: "Operationsanleitung für die ESKA-Schenkelhals Typ Cut 2000" (2000).
69. Ettinger P. et al.: "NANOS Kurzschaftprothese -Verbesserte Mobilität dank minimalinvasiver Chirurgie!?" "Dt.Orthopädenkongress 2006 Berlin.
70. Fikentscher J., Sprenger H., Mengee M.: " Die Druckscheibenprothese nach Huggler & Jakob – Ergebnisse nach 10 Jahren". Österreichischer Orthopädenkongress 2003.
71. Fink B., Rütther W.: "Partial and total joint replacement in femur dead necrosis". In: Orthopäde 29 (5): (2000) 449-456.
72. Fink B., Siegmüller C., Rütther W.: "Früh- und mittelfristige Ergebnisse der Druckscheibenprothese bei Polyarthrititis". In: Z Orthop (2000), Dt. Orthopädenkongress 2000 (III-439) Wiesbaden,.
73. Firestone D. E. et al.: "Total Hip Arthroplasty with a Cemented, Polished, Collared Femoral Stem and a Cementless Acetabular Component. A Follow-up Study at a Minimum of Ten Years". In: J. Bone Joint Surg. Am. 89.1 (2007): 126-132.
74. Foerster G. von, Gehrke T.: "Indikationen und Frühergebnisse der metaphysär verankerten CFP-Prothese". In: Z Orthop S1 140 (2002): Dt. Orthopädenkongress 2002 Berlin.
75. Freidebold G.: „Die Entwicklung des künstlichen Hüftgelenkersatzes“. In: R. Ramanzadeh, M. Faensen. Hüftgelenkendoprothetik: Aktueller Stand – Perspektiven. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (1984): 3-17.
76. Frisch H.: „Programmierte Therapie am Bewegungsapparat“. Springer-Verlag,

Berlin, 4. Auflage (2003): 264-275.

77. Fuchs G. A., Fuchs S., Mantz B.: "Ceramic-on-Ceramic Coupling in THR in Combination with Femoral-Neck-Prosthesis". 3. Ceram Tec Symposium, Stuttgart 1999.

78. Fuchs G., Koebke J., Mantz B.: "Periprothetische Veränderung am proximalen Femur nach ESKA-Cut-Schenkelhalsendoprothesen. Prospektive äquidensitometrische Verlaufsbeobachtungen". In: Z Orthop S1 140 (2002): Dt.Orthopädenkongress 2002 Berlin.

79. Fuchs G. , Reinhardt A.: "Erste Erfahrungen mit der NANOS-Schenkelhalsprothese". Ref. 53. Jahrestagung VSO-Kongress, Baden-Baden, April 2005.

80. Fuchs G. A., Kreibitz S., Szczerba L.: "Periprothetische Knochenveränderungen nach Implantation der neuen NANOS-Schenkelhalsprothese". Dt. Orthopädenkongress 2006 Berlin.

81. Gächter A.: „Die Knochenzementmanschette an 80 Autopsiepräparaten mit Hüftendoprothesen“. In : Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen. Edited by Morscher E. (1983): 9-15.

82. Gluck T.: „Referat über die durch das moderne chirurgische Experiment gewonnenen positiven Resultate, betreffend die Naht und den Ersatz von Defekten höherer Gewebe sowie über die Verwertung resorbierbarer und lebendiger Tampons in der Chirurgie“. In: Arch. Klin. Chir. 41 (1891): 187.

83. Gluck T.: „Die Invaginationsmethode der Osteo- und Athroplastik“. In: Klin. Wschr. 27 (1890): 732.

84. Gluck T.: „Autoplastik – Transplantation – Implantation von Fremdkörpern“. In: Klin. Wschr. 27 (1890): 421-427.

85. Griffith M. J. et al.: "The classic: socket wear in Charnley low friction arthroplasty of the hip". In: Clin. Orthop. Relat Res. 448 (2006): 3-9.

86. Griss P., Orth J., Wilke A., Franke P.: "Gesichertes und Neues aus der Biomaterialienforschung". In: Z Orthop 131 (1993): 488-495.

87. Gruen T. A., McNeice G. M., Amstutz H. C.: „Modes of failure of cemented stem-type-femoral components". Clin. Orthop. 141(1979): 17-27.

88. Günther K. P., Stürmer T., Trepte C. T., Naumann T., Kinzl L., Puhl W.: „Häufigkeit gelenkspezifischer Risikofaktoren bei Patienten mit fortgeschrittenen Cox- und Gonarthrosen in der Ulmer Osteoarthrose-Studie“. In: Z Orthop Ihre Grenzgeb

(1999): 468-73.

89. Günther K.: „Coxarthrose: Ätiologie, Pathogenese und Epidemiologie“. In: „Becken, Hüfte“. Tschauer Ch. (Hrsg.), Thieme-Verlag, Stuttgart (2004): 308-311.
90. Günther K. P.: „Surgical approaches for osteoarthritis“. In: Best pract res clin rheumatol 15 (2001): 627-643.
91. Haboush E. J.: „A new operation for athroplasty of the hip based on Biomechanics, Photoelasticity, Fast-setting Dental acrylic and other considerations“. In: Bull. Hosp. Joint Diseases 14 New York (1953): 242-277.
92. Hackenbroch M. H.: „Arthrose – Basiswissen zu Klinik, Diagnostik und Therapie“. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (2002).
93. Hardingham T., Bayliss M.: „Proteoglycans of articular cartilage: changes in aging and in joint disease“. Semin Arthritis Rheum (1990): 12-33.
94. Harms V.: „Biomathematik, Statistik und Dokumentation“. 7.Auflage, Harms-Verlag, Kiel (1998):191-211.
95. Harris W. H.: „Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by Mold arthroplasty. An end study using a new method of result evaluation“. In: J Bone Joint Surg Br 51-A (1969): 604-607 und 737-755.
96. Heimkes B., Posel P., Bolkart M.: „The transgluteal approaches to the hip“. In: Arch Orthop Trauma Surg (1992): 220-223.
97. Helferich H.: „Endoprothetik Rückblick“. In: Der Chirurg 65(1994):1826-1871.
98. Herten R. H.: „Das Konzept der modularen Kurzschaftprothese Metha“. Internet, Berlin, (2005) www.orthopaedie-symposium.de.
99. Hilburg N.: „Kompendium der Hüftendoprothetik“. Med. Dissertation, München (2002): 9-22.
100. Hirano Y., Hagino H., Nakamura K., Katagiri H., Okano T., Kishimoto Morimoto K., Teshima R., Yamamoto K.: „Longitudinal Change in periprotetic, and axial bone mineral density after total hip artroplasty“. In: Mod Rheumatol 11 (2001): 217-221.
101. Hochberg M. C., Dougados M.: „Phamacological therapy of osteoarthritis“. In: Best pract res clin rheumatol 15 (2001): 583-593.
102. Hube R., Schietsch U., Kuhne B., Reichel H.: „Verbesserte frühfunktionelle Ergebnisse mit der Mayo-Kurzschaftprothese – eine prospektive randomisierte Vergleichsstudie“. In: Z Orthop 140 (2002): Dt.Orthopädenkongress 2002 Berlin, M126.

103. Hughes S. S., Furia J. P., Smith P., Pellegrini V. D.: "Atrophy of the proximal part of the femur after total hip arthroplasty without cement – a quantitative comparison of cobalt-chromium and titanium femoral stems with use of dual x-ray absorptiometry". In: J Bone Joint Surg Am 77 (1995): 231-239.
104. Huggler A. H., Schreiber A.: "Entwicklungstendenzen künstlicher Hüftgelenke". Huggler, Schreiber: Alloarthroplastik des Hüftgelenkes, Thieme-Verlag, Stuttgart (1978): 35-43.
105. Iglic A., Antolic V., Srakar F.: "Biomechanical analysis of various operative hip joint rotation center shifts". In: Arch Orthop Trauma Surg (1993): 124-126.
106. Ishaque B., Wienbeck S., Stürz H.: "Bisherige Erfahrungen und Frühresultate der ESKA Cut Prothese". In: Z Orthop 140 (2000): Dt.Orthopädenkongress 2002 Berlin.
107. Ishaque B. A. et al.: "Radiological analysis of the thrust plate prosthesis (TPP)". In: Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 142.1 (2004): 15-24.
108. Ishaque B. A.: "Clinical and radiological results of the thrust plate prosthesis in patients with aseptic necrosis of the femoral head". In: Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 143.6 (2005): 622-630.
109. Ishaque B. A., Wienbeck S., Sturz H.: "Midterm results and revisions of the thrust plate prosthesis (TPP)". In: Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 142.1 (2004): 25-32.
110. Iwase T., Wingstrand I., Persson B., Kesteris U., Hasegawa Y., Wingstrand H.: "The ScanHip total hip arthroplasty". In: Acta Orthop Scand 73 (2002): 54-59.
111. Jerosch J., Wetzel R., Aldinger G., Weipert A., Hanusek S., Filler T. J., Peuker E. T.: "Virtual simulation for optimizing the range of motion in hip alloarthroplasty using an adapted trust-plate prosthesis model". In: Orthopäde 29 (2000): 605-613.
112. Jerosch J.: „Wie wichtig ist die Rekonstruktion des Rotationszentrums in der Hüftrevisionsarthroplastik?“. In: Pfannenrevisionseingriffe nach Hüft-TEP. Perka C., Zippel H. (Hrsg.), Einhorn-Press-Verlag, Reinbek (2000): 20-34.
113. Johnston R. C.: "Mechanical considerations of the hip joint". In: Arch Surg 107 (1973): 411-417.
114. Johnston R. C., Fitzgerald R. H., Harris W. H., Poss R., Müller M. E., Sledge C. B.: "Clinical and radiographic evaluation of total hip replacement". In: J Bone Joint Surg Am 72 (1990):161-168.
115. Johnston R. C., Brand R. A., Crowninshield R. D.: "Reconstruction of the hip. A mathematical approach to determine optimum geometric relationships". In: J Bone Joint

Surg Am (1979): 639-652.

116. Judet J., Judet R.: "The use of an artificial femoral head arthroplasty of the hip joint". In: J Bone Joint Surg Br 32 B (1950):166-173.

117. Judet R., Judet J.: "Technique and Results with the Acrylic Femoral Head Prosthesis". In: J. Bone Joint Surg. 34 B (1952): 173-180.

118. Judet R.: „Totale Hüftendoprothesen aus Porometall ohne Zementverankerung“. In: Z. Orthop. 113 (1975): 828-829.

119. Judet R.: „Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung, Zementfreie Verankerung von Hüftgelenksprothesen“. In: Z. Orthop. 117 (1979): 476-477.

120. Judet R., Sigvier M., Bertrand B., Judet T.: "A non cemented Total Hip Replacement". In: Clin. Orthop 137 (1984): 76-84.

121. Kavanagh B. F., Fitzgerald R. H.: "Clinical and roentgenographic assessment of total hip arthroplasty. A new hip score". In: Clin. Orthop. 193(1985): 133-140.

122. Kern C., Menge M.: „Die Zugankerprothese – vier Jahre klinische Erfahrungen“. In: Orthop. Praxis 34 (1993): 401-403

123. Kerner J., Huiskes R., van Lenthe G., Weinans H., van Rietbergen B., Engh C. A., Amis A. A.: "Correlation between pre-operative periprotetic bone density and post-operative bone loss in THA can be explained by strain-adaptive remodelling". In: J Biomech 32 (1999): 695-703.

124. Kilgus D. J., Shimaoka E. E., Tipton J. S., Eberle R. W.: "Dual-energy x-ray absorptiometry measurement of bone mineral density around porous-coated cementless femoral implants". In: J Bone Joint Surg Br 75 (1993): 279-287.

125. Kim Y. H., Kim V. E.: "Early migration of uncemented porous coated anatomic femoral component related to aseptic loosening". In: Clin. Orthop. Oct. 295 (1993): 146-155.

126. Kobayashi S., Saito N., Horiuchi H., Iorio R., Takaoka K.: "Poor bone quality or hip structure as risk factors affecting survival of total-hip arthroplasty". In: Lancet (2000): 1499-1504.

127. Koebke J., Xepulias P., Thomas W.: "The cut model femoral neck prosthesis – a functional and morphological analysis". In: Biomed Tech 45 (2000): 135-140.

128. Krämer K. L., Maichl F. P., Stock M., Biskup T., Wiedemann J.: "Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie".

Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (1993): 35-45.

129. Krämer K. L., Maichl F. P.: „Vorwort.“ Aus: „Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Traumatologie“. Krämer K. L., Maichl F. P. (1993): VI-VII.

130. Krüger T., Hube R., Hein W.: „Das zementfreie Mayo-hip-System – erste Erfahrungen mit einer proximal multipoint Verankerung des Prothesenschaftes“. Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (2000).

131. Kummer B.: „Die klinische Relevanz biomechanischer Analysen der Hüftregion“. In: Z Orthop 129 (1991): 285-294.

132. Kummer B.: „Basics of Pauwels theory of the functional adaption of bone“. In: Orthopäde 24 (1986): 387-393.

133. Kummer B.: „Biomechanical principles of the statics of the hip joint. Critical appraisal of a new theory“. In: Z Orthop 24 (1986): 179-187.

134. Kummer B.: „Mechanical stress and functional adaption of bones“. In: Verh Anat Ges 72 (1978): 21-45.

135. Kunz R., Czornack F., Sandner K., Purath W., Letzel J., Schlosser T.: „Hüftendoprothetik bei Coxarthrosen“. In: Ärzteblatt Sachsen 12 (2000): 12-15.

136. Kwon Y. M., Morshed S., Malchau H.: "Cemented or cementless stem fixation in THA: what is the current evidence?" In: Orthopedics 29.9 (2006): 793-794.

137. Lang I., Willert H. G.: „Erfahrungen mit dem Endoprothesenregister“. In: Z Arzt Fortbild Qual such 95 (2001): 193-198.

138. Lange M.: „Orthopädisch-Chirurgische Operationslehre“. Bergmann-Verlag, München (1951).

139. Lintner F., Zweymüller K., Brand G.: „Tissue reactions to titanium endoprotheses – Autopsy studies in four cases“. In: J. Arthroplast. 1 (1986): 1-22.

140. Lord G., Bancel P.: „The Maderporic Cementless Total Hip Arthroplasty New experimental Data and Seven year clinical Follow up study“. In: Clin. Orthop. 176 (1983): 67-76.

141. Mantz B.: „Prospektive Verlaufsbeobachtungen und klinische Ergebnisse nach Implantation von Schenkelhalsprothesen Typ ESKA-Cut“. Dissertation zur Erlangung des medizinischen Doktorgrades der gesamten Medizin, Marburg (2005): 29-64.

142. Lanyon P., Muir K., Doherty S., Doherty M.: „Assessment of a genetic contribution to osteoarthritis of the hip: sibling study“. In: BMJ (2000): 1179-1183.

143. Lanyon P., Muir K., Doherty S., Doherty M.: „Influence of radiographic phenotype

- on risk of hip osteoarthritis within families". In: *Ann Rheum Dis* (2004): 259-263.
144. Lee De J. G., Charnley J.: "Radiological demarcation of cemented sockets in hip replacement" In: *Clin Orthop* 121 (1976): 20.
145. Liu M. Q et al.: "Muscles that support the body also modulate forward progression during walking". In: *J. Biomech.* 39.14 (2006): 2623-2630.
146. Lohr M., Keppler B.: "Innere Medizin". Ullstein Medical, Wiesbaden (1999): 601-605.
147. Lorbach A. C.: "Subtraktionsäquidensitometrie an der Gelenkfläche des distalen radius". Med. Dissertation, Köln (1990): 17 - 63.
148. Malchau H., Herberts P., Ahnfeldt L.: "Progress of total hip replacement in Sweden: follow-up of 92.675 operations performed 1978-1990". In: *Acta Orthop. Scand.* 64 (1993): 497-506.
149. Malchau H., Herberts P., Eisler T., Garelle G., Söderman P.: "The swedish total hip replacement register". In: *J Bone Joint Surg* 84 –A(2002): 2-20.
150. Malchau H. et al.: "Presidential guest address: the Swedish Hip Registry: increasing the sensitivity by patient outcome data". In: *Clin. Orthop. Relat Res.* 441 (2005): 19-29.
151. Malchau H., Herberts P., Södermann P., Eisler T.: "Prognosis of total hip replacement". Springer-Verlag, Berlin (2002).
152. Maloney W. J., Galante J. O., Anderson M., Goldberg V., Harris W. H., Jacobs J., Kraay M., Lachiewicz P., Rubash H. E., Schutzer S., Woolson S. T.: "Fixation, polyethylene wear and pelvic osteolysis in primary total hip replacement". In: *Clin. Orthop.* 389 (1999): 157-164.
153. Maloney W. J., Sychterz C., Bragdon C., McGovern T., Jasty M., Engh C. A., Harris W. H.: "Skeletal response to weil fixed femoral components inserted with and without cement". In: *Clin Orthop* 333 (1996): 15-26.
154. Manley P. A. , Vanderby R. r., Kohles S., Markel M. D., Heiner J. P.: "Alterations in femoral strain, micromotion , cortical geometry, costical porosity and bony ingrowth in uncemented collared nad collarless prosthese in the dog". In: *J Athroplasty* 10 (1995): 63-73.
155. Maquet P.: "Biomechanics of hip dysplasia ". In: *Acta Orthopaedica Belgics* 65 (1999): 302-314.
156. McGovern T. F., Engh C. A., Zettl-Schaffer K., Hooten J. P. jr.: "Cortical bone

- density of the proximal femur following cementless total hip arthroplasty". In: Clin Orthop 306 (1994): 145-154.
157. McGrory B. J., Morrey B. F., Chalan T. D., An K. N., Cabanela M. E.: "Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty". In: J Bone Joint Surg Br 77 (1995): 865-869.
158. Mc Kee G. K.: "Artificial hip joint". In: J. Bone Joint Surg. J 33B (1951): 465.
159. Mc Kee G. K.: "Development of Total Prosthetic replacement of the hip". In: Clin. Orthop. 72 (1970): 85-103.
160. Mc Kee G. K., Watson-Farrar J.: "Replacement of Athritic Hips by the Mc Kee - Farrar Prosthesis". In: J. Bone Joint Surg. 48 B (1966): 245-259.
161. McMinn D. J. W.: "Die Entwicklung des Metall-Metall-Hüftoberflächenersatzes". Sonderdruck Hip International 13 (2003): 1-12.
162. McMinn D., Treacy R., Lin K., Pynsent P.: "Metal on Metal Surface, replacement of the hip-experience of the McMinn Prosthesis". In: Clin Orthop 329 S (1996): 89-98.
163. Merle d'Aubigné R., Cauchoix J., Ramadier J. V.: "Evaluation chiffrée de la fonction de la hanche. Application à l'étude des résultats des opérations mobilisatrices de la hanche". In: Chir. Orthop. 35 (1949): 541-548.
164. Merle D'Aubigné R., Postel M.: "Functional Results of hip Arthroplasty with acrylic Prosthesis". In: J. Bone Joint Surg. 36 A (1954): 451-475.
165. Mittelmeier H.: „Zementlose Verankerungen von Endoprothesen nach dem Tragrippenprinzip“. In: Z. Orthop. 112 (1974): 27-33.
166. Mittelmeier H.: „Keramikhüftendoprothesen mit zementfreier Verankerung“. In: E. Morscher: Die zementlose Fixation von Hüftendoprothesen“ Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (1983): 231-249.
167. Mittelmeier H.: „Hüftgelenkersatz bei jungen Menschen“. In: Z. Orthop. 122 (1984): 20-26.
168. Mittelmeier H., Harms G.: „Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung von Keramik-Metall-Verbundprothesen“. In: Z. Orthop. 117 (1979): 478-481.
169. Menge M.: „Acht Jahre Druckscheibenendoprothese – eine mittelfristige Bewertung“. In: Orthop. Praxis 36 (2000): 143-151.
170. Mohler G., Callaghan J. J., Colis D. K., Johnston R.: "Early loosening of the femoral component at the cementprosthesis interface total hip replacement". In: J Bone Joint Surg Am 77 (1995): 1315-1322.

171. Molfetta L., Biggi E., Garlaschi G.: "Hip election radiographic plane (HERP) in the preoperative planning of prostheses with femoral neck preservation". In: Radiol. Med. (Torino) 108.3 (2004): 180-184.
172. Mont M. A. et al.: "Hip resurfacing arthroplasty". In: J. Am. Acad. Orthop. Surg. 14.8 (2006): 454-463.
173. Moore A. T.: "The self-locking metal hip prosthesis". In: J. Bone Joint Surg. 39 A (1957): 811-827,
174. Moore A. T., Bohlmann H. R.: "Metal hip joint - A case Report." J. Bone Joint Surg. 25 A (1943): 688-692.
175. Morscher E.: „Erfahrungen, Anforderungen und Entwicklung von zementfreien Hüftendoprothesen“. In: Orthopäde 16 (1987): 185-196.
176. Munting E., Smits P., Van Sante N., Nagant de Deuxchaisnes C., Vincent A., Devogelaer J.: "Effect of a stemless femoral implant for total hip arthroplasty on the bone mineral density of the proximal femur". In: J Arthroplasty 12 (1997): 373-379.
177. Munting E., Verhelpen M.: "Fixation and effect on bone strain pattern of a stemless hip prosthesis ". In: J Biomech 28 (1995): 949-961.
178. Murray M. P., Gore D. R., Brewer B. J., Gardner G. M., Sepic S. B.: "Comparison of Muller total hip replacement with and without trochanteric osteotomy. Kinesiologic measurements of 82 cases 2 years after surgery". In: Acta Orthop Scand (1981): 345-352.
179. Müller M. E.: „Die Gelenkplastiken am Hüftgelenk“. In: Chir. Plast. Reconstr. 7 (1970 a): 59.
180. Müller M. E.: "Total hip prosthesis". In: Clin. Orthop. 72 (1970 b): 46-68.
181. Müller M. E.: „Der derzeitige Stand der Totalendoprothese des Hüftgelenkes“. In: Z. Orthop. 112 (1974): 933-938.
182. Nasralla A.: "Bidirektionale Knochendichteanalyse an der Pfanne des Hüftgelenks". Med. Dissertation, Köln (1993): 8-11.
183. O'Reilly S., Doherty M.: "Lifestyle changes in the management of osteoarthritis". In: Best prac res clin rheumatol 15 (2001): 559-568.
184. Oakeshott R. D., Morgan D. A. F., Zukor D. J., Rudan J. F., Brooks P. J., Gross A. E.: "Revision total hip arthroplasty with osseous allograft reconstruction – a clinical and roentgenographic analysis". In: Clin orthop 225 (1987): 37-61.
185. Oehme S.: "Erfahrungen mit der Mayo-Hüftschaffprothese". In: Z Orthop S1 140

- (2002): Dt. Orthopädenkongress Berlin 2002, M 121.
186. Payr E.: "Interposition von Muskeln in verknöcherte Gelenke". In: Der Chirurg 79 (1995): 891- 902.
187. Paul J. P.: "Force actions transmitted by joints in the human body". In: Proc R Soc Lond B Biol Sci 192 (1976):163-172.
188. Pauwels F.: "Short survey of mechanical stress of bone and its importance for the functional adaption of bone". In: Z Orthop 111 (1973): 213-220.
189. Pauwels F.: "Über die gestaltende Wirkung der funktionellen Anpassung des Knochens". In: Anat Anz 139 (1976): 213-220.
190. Pauwels F.: "Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates", Kapitel 1 Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem Teil 2 Über die mechanische Beanspruchung des Schenkelkopfes und die Ermittlung der auf das Regenerat einwirkenden Kräfte. Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, (1965): 97-137.
191. Peat G., Croft P., Hay E.: "Clinical assessment of the osteoarthritis patient". In: Best prac res clin rheumatol 15 (2001): 527-544.
192. Perren S. M.: "Biomechanische Reaktion des Knochens auf intra- und extramedulläre Kraftträger: Die Bedeutung des Implantatkontakts". In: Orthopäde 24 (1995): 402-408.
193. Pilliar R. M. et al.: "Observation on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants". In: Clin. Orthop. 208 (1986): 108-113.
194. Pilliar R. M., Bratina W. J.: "Micromechanical bonding at a porous surface structured implant interface. The effect of implant stressing". In: J. Biomed. Engl. 2 (1980): 49-53.
195. Pilliar R. M., Lee J. M., Maniopoulos C.: "Observations on the effect of movement into porous-surfaced implants". In: Clin. Orthop. 108 (1996): 108-113.
196. Pipino F., Calderale P. M.: "Biodynamic total hip prosthesis". In: Ital J orthop traumatol 13 (1987): 289-297.
197. Plötz W.: "Koxarthrose". In: Orthopädie und Traumatologie. Hipp E. G., Plötz W., Thieme G. (Hrsg.), Thieme-Verlag, Stuttgart, New York (2003): 611-9.
198. Porsch M., Siegel A.: „Künstlicher Hüftgelenkersatz bei jugendlichen Patienten mit Hüft dysplasie – Langzeitergebnisse nach über 10 Jahren“. In: Z. Orthop. 136 (1998): 548-553.

199. Rettig H.: „Die Hüftarthroplastik mit Spezialprothese“ In: Z. Orthop. 82 (1952): 290.
200. Ring P. A.: “Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring Prosthesis”. In: J. Bone Joint Surg 50 B (1968): 720-731.
201. Ring P. A.: „Uncemented Total Hip Replacement”. In: Zementfreie Hüftprothesen Hefte zur Unfallheilkunde. Rogge D. H., Tscherne H., Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo, Heft 183 (1987): 7-14.
202. Ruckelshausen M. C.: „Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen“. In: Cotta H., Schulitz K.P. Der totale Hüftgelenkersatz. Thieme-Verlag, Berlin (1973): 1-14.
203. Rüegg J. C.: „Muskel.“ In: Physiologie des Menschen, Springer-Verlag, Berlin, 23. Auflage (1987): 66-86.
204. Sakai T., Sugano N., Ohzono K., Nishii T., Haragichi K., Yoshikawa H.: ”Femoral anteversion, femoral offset and abductor lever arm after total hip arthroplasty using a modular femoral neck system“. In: Orthop Sci 7 (2002): 62-67.
205. Santavirta S., Takagi M., Gomez-Barrena E., Nevalainen J., Lassus J., Salo J., Kontinen Y. T.: “Studies of host response to orthopaedic implants and biomaterials”. In: J Long Term Eff Med Implants 9 (1-2) (1999): 67-76.
206. Schaub W., Wagner R., Maronna U.: ”Einführung eines neuen TEP-Systems zur Schenkelhalserhaltung”. In: Z Orthop 140 (2002): Dt. Orthopädenkongress Berlin 2002, M124.
207. Schmalzried T. P., Szuszczewicz E. S., Northfield M. R., Akizuki K. H., Frankel R. E., Belcher G., Amstutz H.C.: “Quantitative assessment of walking activity after total hip or knee replacement”. In: J Bone Joint Surg [Am] 80 (1998): 54-59.
208. Schmidt M.: ”Spezifische Adsorption organischer Moleküle auf oxidiertem Titan-Bioaktivität auf molekularem Niveau”. In: Osteologie 1 (1992): 222-234.
209. Schmidt R., Freund J., Hirschfelder H., Pitto R. P.: ”Osteodensitometry in uncemented total hip arthroplasty using computertomography”. In: Biomed Tech 45 (2000): 70-74.
210. Schunck J., Jerosch J.: „Ergebnissevaluation in der Hüftendoprothetik – Was funktioniert?“ In: Trends und Kontroversen in der Endoprothetik des Hüftgelenkes, Perka C., Zippel H. (Hrsg.), Einhorn-Press-Verlag, Reinbek (2002): 200-204.
211. Scholz J., Grundei H.: ”The ESKA femoral neck prosthesis – an alternative to standard total hip replacement in young patients”. In: Biomed Tech 41 (1996): 347-350.

212. Scholz J., Osel J.: "Die ESKA-Schenkelhals-Endoprothese CUT 2000 – ein zementfrei metaphysär zu verankerndes, modulares Implantat". In: Z Orthop S1 139 (2001): Dt. Orthopädenkongress 2001, B052.
213. Sedel L.: "Evolution of Alumina-on-Alumina Implants: a Review". In: Clin. Orthop. (379)2000 : 48-54.
214. Semlitsch M.: "Technical progress in Artificial hip joints". In: Total hip prosthesis. Gschwend N., Debrunner H. U., Hans Huber Publishers, Bern, Stuttgart, Wien (1989): 256–278.
215. Sherk H., Sir Robert Jones, Clinical Orthopaedics & Related Research. 441 (2005): 4-6.
216. Sienko T. S., Supan T. J.: "A comparison of current biomechanical terms". In: J Proth ortho 2 (1990): 107-114.
217. Siwash K. M.: "Alloplasty of the hip joint, a laboratory and clinical study". Medical Press, Moskau (1968).
218. Skinner H. B., Kilgus D. J., Keyak J., Shimaoka E. E., Kim A. S., Tipton J. S.: "Correlation of computed finite element stresses to bone density after remodelling around cementless femoral implants". In: Clin orthop 305 (1994): 178-189.
219. Smith-Petersen M. N.: "Arthroplasty of the hip. A new method". In: J. Bone Joint Surg. 21 (1939): 269.
220. Smith-Petersen M. N.: "Evolution of the mould arthroplasty of the hip joint". J. Bone Joint Surg. 30 B (1948): 59.
221. Smolinski P., Rubash H. E.: "Bone remodelling around total hip implants". In: Critical reviews in Biomedical Engineering 20 (1992): 461-483.
222. Spalding T. J. W.: "Effect of femoral offset and motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty". In: J Bone Joint Surg Br 78 (1996): 997-998.
223. Specht J., Schneider T., Mecklenberg W., Arnold W.: "Die ESKA-Schenkelhals-Endoprothese Cut 2000 – eine röntgenologische und szintigraphische Verlaufsstudie". In: Z Orthop 140 (2002) Dt.Orthopädenkongress Berlin 2002, M118.
224. Specht J., Schneider T., Mecklenbeck W., Arnold W.: "Die Schenkelhalsendoprothese Cut 2000 – erste klinische, röntgenologische und szintigraphische Ergebnisse". In: Orthop Prax 5 (2003): 307-311.
225. Speirs A. et al.: "Endoplus NANOS hip implant: Influence of stem position and interface modelling on femoral loading and implant stresses." Final Report 20.04.05 aus

- Zentrum für muskuloskeletale Chirurgie CHARITÉ Universitätsklinik in Berlin.
226. Stukenborg-Colsman C., Ostermeier S., Yastrebow O., Lassahn K., Windhagen H.:
"Die Schenkelhalsprothese Cut 2000 und die Druckscheibenprothese im Vergleich:
Klinische und radiologische Frühergebnisse". Dt. Orthopädenkongress 2004, Berlin.
227. Sun Y., Sturmer T., Gunther K. P., Brenner H.: „Inzidenz und Prävalenz der
Cox- und Gonarthrose in der Allgemeinbevölkerung“. In: Z Orthop Ihre Grenzgeb
(1997):184-192.
228. Sutherland C. J., Wilde A. H., Borden L. S., Marks K. E.:
"A ten year follow-up of one hundred consecutive Charnley hip replacements". In:
J. Bone Joint Surg. 64 A (1982): 983-990.
229. Szivel J. A., Johnson E. M., Magee F. P., Emmanuel J., Poser R., Koeneman J. B.:
"Bone remodelling and in vivo strain analysis of intact and implanted greyhound
proximal femora". In: J Invest Surg 7 (1993): 213-233.
230. Takagi M., Santavirta S., Ida H., Ishii M., Takei I., Niissalo S., Ogino T.,
Konttinen Y. T.: "High-turnover periprosthetic bone remodeling and immature bone
formation around loose cemented total hip joints". In: J Bone Miner Res 16 (2001): 79-
88.
231. Tanzer M. et al.: "The Otto Aufranc Award: bone augmentation around and within
porous implants by local bisphosphonate elution". Clin. Orthop. Relat Res. 441 (2005):
30-39.
232. Taylor S. J., Walker P. S.: "Forces and moments telemetered from two distal
femoral replacements during various activities". In: J Biomech 34 (2001): 839-848.
233. Thomas W., Grundei H.: "Die ESKA-Schenkelhalsprothese zur inneren Fixation
CUT". In: Orthop Prax 10 (1999): 646-652.
234. Thomas W., Grundei H.: "Die ESKA-Schenkelhalsprothese Cut zur inneren
metaphysären Fixation. Verankerungsprinzip in der Hüftendoprothetik".
Steinkop-Verlag, Darmstadt, 2001, 143-150.
235. Thompson J. E. M.: "A prosthesis for the femoral head". In: J Bone Joint Surg Am
34 (1952): 175-182.
236. Thompson F. R.: "Two and a half years experience with a Vitallium intramedullary
hip prosthesis". In: J. Bone Joint Surg. 36 A (1954): 489-502.
237. Thompson F. R.: "An Essay on the Development of Arthroplasty of the hip". In:
Clin. Orthop. 44 (1966): 173.

238. Torchia M. E., Klassen R. A., Bianco A. J.:
"Total hip arthroplasty with cement in patients less than twenty years old". In:
J. Bone Joint Surg. 78 A (1996): 995-1003.
239. Watanabe Y., Shiba N., Matsuo S., Higuchi F., Tagawa Y., Inoue A.:
"Biomechanical study of the resurfacing hip arthroplasty". J Arthroplasty 15 (2000):
505-511.
240. Weber B. G.: „Die Rotations-Totalendoprothese des Hüftgelenkes“. In: Z. Orthop.
107 (1970): 304.
241. Wessinghage D.: "Historische Aspekte des Gelenkersatzes – eine bibliographische
Studie". In: Orthopäde 12 (2000): 1067-1071.
242. Wiles P.: "The surgery of the Osteo-Athritic Hip". In: The British J. of Surg. 45
(1957/58): 488-497.
243. Wilkinson J. M., Peel N. F. A., Elson R. A., Stockey I., Eastell R.: "Measuring
bone mineral density of the proximal femur after total hip arthroplasty". In: J Bone Joint
Surg Br 83 (2001): 283-288.
244. Willert H. G., Semlitsch M.: „Was lehren uns dreißig Jahre Erfahrung mit dem
künstlichen Gelenkersatz?“ In: Morscher E. W. Endoprothetik
Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio (1995): 3-20.
245. Willert H. G.: "Reactions of the articular capsule to wear products of artificial joint
prostheses". In: J Biomed Mater Res 11, (1977): 157-164.
246. Willert H. G., Bertram H., Buchhorn G. H.: "Osteolysis in alloarthroplasty of the
hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles". In: Clin
Orthop 258 (1990): 95-107.
247. Willert H. G. et al.: "Particle disease due to wear of ultrahigh molecular weight
polyethylene". In: Morrey B F (Hrsg.): Biological, material and mechanical
considerations of joint replacement. Raven Press (1993): Ltd. New York, S. 88.
248. Willmann G., Richter H. G.: „Hüftgelenkpfannen mit Keramik-Insert: Erfahrungen
seit 1995“. In: Z Orthop (2002), Dt. Orthopädenkongress 2002 , M042.
249. Witzleb W. C., Kellner M., Köhler T., Knecht A.:
"Hüftgelenksoberflächenersatzendoprothetik für den jungen und aktiven Menschen –
Erfahrungen mit dem Birmingham Hip Resurfacing nach McMinn". In: Z Orthop 140
(2002): Dt. Orthopädenkongress 2002.
250. Witzleb W. C., Paul C., Schulze K. J.: "Oberflächenersatzendoprothetik des

Hüftgelenkes – Implantation einer Birmingham Hip resurfacing-TEP nach McMinn im Vergleich zur Wagner-Schalenendoprothese”. In: Z Orthop, 2000 Dt.

Orthopädenkongress 2000, M 442.

251. Witz D. C., Heller K.-D., Niethard F. U.: ”Biomechanische Aspekte der Belastungsfähigkeit nach totalendoprothetischem Ersatz des Hüftgelenkes – eine Auswertung des derzeitigen Kenntnisstandes im Literaturüberblick” In: Z Orthop 136 (1998): 310-316.

252. Wolff J.: ”Concerning the interrelationship between form and function of the individual parts of the organism”. In: Clin Orthop 228 (1988): 2-11.

253. Wolff J.: „Das Gesetz der Transformation der Knochen“. Hirschwald-Verlag, Berlin, 1892.

254. Van den Bogert A. J., Read L., Nigg B. M.: “An analysis of hip joint loading during walking, running, and skiing”. In: Med Sci Sports Exerc 31 (1999): 131-142.

255. Visuri T., Pukkala E., Paavolainen P., Riska E. B.: “Cancer Risk after metal on metal and polyethylene on metal total hip arthroplasty”. In: Clin Orthop Suppl. 329 (1996): 244-255.

256. Yoder S. A., Brand R. A., Pedersen D. R., O’Gorman T. W.: “Total hip acetabular component position affects component loosening rates”. In: Clin Orthop 228 (1998): 79-87.

257. Zelle B. A. et al.: "Total hip arthroplasty in young patients using the thrust plate prosthesis: clinical and radiological results". In: Arch. Orthop. Trauma Surg. 124.5 (2004): 310-16.

LEBENS LAUF

Vorname und Name : Lukasz Szczerba
Geburtsdatum : 13.Feb.1976
Adresse : Wilhelm-Volkmer-Weg 8
PLZ Wohnort : 27476 Cuxhaven
Telefon : (04721)437007
E-Mail : szczerba-lukas@web.de

Aktuell: Assistenzarzt im Seehospital Sahlenburg

Polnische Approbation: seit : 31.10.2002

Deutsche Approbation: seit : 08.11.2004

Diplom: 2001
Jagiellonen Universität in Krakau

Berufspraxis:

von 01.04.2008 bis dato Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie
Wirbelsäulen- und Kinderorthopädie im Seehospital
Sahlenburg (Cuxhaven)

von 16.03.2006 bis 31.03.2008 Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie
und Querschnittslähmung in der Klinik Hohe
Warte Bayreuth

von 1.02.2005 bis 15.03.2006 Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie,
Wirbelsäulenchirurgie und Querschnittslähmung
Zentralklinik Bad-Berka

von 11.04.2004 bis 31.12.2004 Assistenzarzt in der chirurgischen Abteilung
OhreKreis-Klinikum in Haldensleben

von 07.01.2004 bis 05.04.2004 Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie,
Unfallchirurgie und Rehabilitation, Jagiellonen

	Universität in Krakau
von 10.06.2003 bis 31.12.2003	Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie in Blieskastel
von 01.11.2002 bis 03.06.2003	Assistenzarzt in der Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie und Rehabilitation, Jagiellonen Universität in Krakau
von 01.09.2001 bis 31.10.2002	Arzt im Praktikum im Rydygier-Kreiskrankenhaus in Krakau

Ausbildung:

von 1995 bis 2001	Jagiellonen Universität in Krakau, ärztliche Fakultät
von 1991 bis 1995	Lyzeum in Krakau, 1995 – Abitur

Stipendien:

von 16.08.2001 bis 30.09.2001	Wissenschaftliches Stipendium in Bordeaux (Frankreich), Kinderhospital
von 01.07.2001 bis 14.08.2001	Wissenschaftliches Stipendium in Bordeaux (Frankreich), Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie

Wissenschaftliche Studien:

von 1998 bis 2002	Wissenschaftliche Mitarbeit im Studentischen Arbeitskreis in der Klinik für Orthopädie, Unfallchirurgie, Histologie und Neuropathologie der Jagiellonen Universität in Krakau
-------------------	---

Auslandsaufenthalte:

3 Monate	Französischkurs
----------	-----------------

Schulungen und Kurse:

2008	Operationskurs - Wirbelsäulenchirurgie
2007	Akupunkturkurs
2006	Ultraschalldiagnostik der Bewegungsorgane und der Säuglingshüfte
2005	AO Kurs Trauma I
2004	Sonographiekurs – Bauch und Becken
2004	Strahlenschutzkurs I und II
2003	Massage (III) - Skoliosenbehandlung
2003	Massage (II) – Segmentmassage und Akupunktur
2003	Massage (I) – klassische Massage
2002	Grundlagen der Sportmedizin
2001	Fortgeschrittene Bestrebung in die Gesundheitsgefährdung

Cuxhaven, den 02 Januar 2009

Meine akademischen Lehrer waren die Damen/Herren in Krakau/Bordeaux

Aleksandrowicz, Andres, Baran, Bilski, Bogdaszewska-Czabanowska, Bomba, Chlap, Cichocki, Cieckiewicz, Dembinska-Kiec, Dubiel, Durandau, Gawlik, Gajda, Ganstol, Grodzicka, Gryglewski, Heczko, Hehunnstre, Jedrzychowski, Kaluza, Klimek, Kocemba, Kolaczynska, Kolarczyk, Konturek, Krzysiek, Kus, Leidler, Mach, Naskalski, Nizankowska, Otwinowski, Pach, Pawlenga, Pietrzyk, Podraza, Popiela, Ptak, Reron, Sieradzki, Skawina, Srebro, Stachura, Starzycka, Stelmaszynska-Zgliszczynska, Szczeklik, Szczudlik, Szybinski, Szymusik, Terczynski, Tobiasz-Adamczyk, Trela, Urbanik, Wlodarczyk, Zarnecki, Zembala

Danksagung

Nachfolgend möchte ich mich herzlich bei allen bedanken, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med.G. Fuchs, Leiter der Orthopädischen Klinik am Klinikum Bayreuth, für Überlassung des Themas und für die stetige Unterstützung bei der Abhandlung des Themas.

Prof. Dr. Koebke und seinem Team danke ich für die äquidensitometrische Auswertung der Röntgenbilder

Der gesamten Orthopädischen Klinik spreche ich meinen Dank für die stets freundliche Unterstützung aus, vor allem Bereitstellen der Bilder sowie bei der Organisation der Einbestellung der Patienten.

Ein großes „Dankeschön“ möchte ich auch meiner Familie aussprechen, im Besonderen meiner Frau Monika, für ihre moralische Unterstützung sowie ihr Verständnis. Ein großer Teil dieser Arbeit entstand an zahlreichen Abenden, Wochenenden oder Feiertagen und oft arbeitete ich zu Hause an meiner „Arbeit“, wenn sie mit den Kindern etwas unternahm.

Ehrenwörtliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die im Fachbereich Medizin Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel „Erste klinische und radiologische Erfahrungen mit einer neuen Schenkelhalsprothese von Typ NANOS“ in der Orthopädischen Klinik am Klinikum Bayreuth unter Leitung von Herrn Prof. Dr.med. G. Fuchs ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe. Ich habe bisher weder an einem in – oder ausländischen Medizinischen Fachbereich ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Cuxhaven, den 02.01.2009